



Titre: Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis
Title: scoliotique par abord antérieur

Auteur: Geneviève Desroches
Author:

Date: 2006

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Desroches, G. (2006). Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique par abord antérieur [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7875/>
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7875/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE L'INSTRUMENTATION DU
RACHIS SCOLIOTIQUE PAR ABORD ANTÉRIEUR**

GENEVIÈVE DESROCHES

**INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)**

AOÛT 2006

© Geneviève Desroches, 2006.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-19293-1

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-19293-1

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

**MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE L'INSTRUMENTATION DU
RACHIS SCOLIOTIQUE PAR ABORD ANTÉRIEUR**

présenté par : **DESROCHES Geneviève**

en vue de l'obtention du diplôme de : **Maîtrise ès sciences appliquées**

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme VILLEMURE Isabelle, Ph.D., présidente

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. GRIMARD Guy, M.D. membre externe

Je ne crois pas au génie, seulement au dur travail.

Petruciani

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche le Dr Carl-Éric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir proposé ce projet de recherche. Merci Carl-Éric pour le temps que vous m'avez consacré et pour le support apporté dans les bons moments comme dans les plus difficiles. Sachez que ce fut toujours grandement apprécié.

J'aimerais souligner la précieuse collaboration du Dr Rivard, chirurgien orthopédiste à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. L'intérêt porté envers ce projet de recherche et le support apporté furent très précieux. Je désire aussi remercier sincèrement tous les chirurgiens qui m'ont permis d'assister à des chirurgies et qui ont pris le temps d'expliquer et de répondre à mes questions durant la procédure. Ce fut grandement apprécié et très instructif.

Je tiens aussi à remercier sincèrement tous les membres du laboratoire; étudiants, chercheurs et associés de recherche qui m'ont consacré du temps. Sincère gratitude à Julie Joncas, Philippe Labelle et Christian Bellefleur pour leur aide précieuse.

Un merci particulier à tous les techniciens informatiques qui ont défilé au laboratoire au cours des deux dernières années, pour votre compréhension envers la néophyte de l'informatique que je suis.

Merci à Karine, Éliane, Pierre-Luc, Marwan et Claudia pour avoir fait du laboratoire un endroit si agréable où travailler. Merci particulier à Pierre-Luc, tu as été

un modèle par la rigueur de ton travail et tu m'as redonné foi en mes capacités (c'est le krigeage bien sûr!) Merci!

Je voudrais aussi remercier tous mes amis de l'extérieur que j'ai parfois délaissé mais dont le support fut grandement apprécié. Merci à Martin, Fabienne, Pascal, Jennifer et Stéphane.

Finalement, je voudrais remercier sincèrement mes parents qui m'ont toujours encouragé durant mes études. Merci aussi à ma petite sœur Amélie pour son support.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescent est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale dont les causes sont inconnues et qui affecte les jeunes à la puberté. Les formes les plus sévères nécessitent une intervention chirurgicale qui consiste en la fixation de tiges, par l'intermédiaire d'implants fixés aux vertèbres afin de redonner à la colonne vertébrale ses courbures naturelles. L'instrumentation peut être fixée à la partie postérieure ou antérieure des vertèbres. En chirurgie de la scoliose, il a été démontré que la stratégie opératoire est fonction du chirurgien et, conséquemment, les corrections résultantes aussi. Depuis plusieurs années, des modèles pour la simulation de chirurgies ont été créés afin d'assister le chirurgien lors de la planification de la chirurgie. À ce jour, la plupart des modèles ont été utilisés pour la simulation de chirurgies postérieures. L'objectif global de ce projet est donc de développer un modèle biomécanique pour la simulation de chirurgies d'instrumentation antérieure.

La géométrie du modèle de la colonne vertébrale personnalisée au patient a été obtenue à partir de reconstructions multi-vues radiographiques. La modélisation a été réalisée par une approche multi-corps flexibles. Les vertèbres, ainsi que les composantes du système d'instrumentation (vis mono-axiales et écrous), sont représentées par des corps rigides tandis que les tiges sont composées de segments rigides assemblés par des segments flexibles. Les liaisons intervertébrales et implant/vertèbre ont été modélisées par des matrices de raideur. Les propriétés mécaniques de ces liaisons ont été tirées de la littérature et modifiées afin de représenter les changements d'états induits par les

manœuvres de discoïdectomie et d'insertion de greffons osseux. Les simulations incluent les manœuvres d'insertions et de serrage de deux tiges ainsi que la compression segmentaire entre les implants fixés à la première tige. Une première étape de validation a nécessité la modélisation d'un banc d'essais réalisé par Cloutier (2003) avec des rachis synthétiques, ce qui a permis une première évaluation des propriétés mécaniques choisies pour les liaisons intervertébrales et implant/vertèbre. Ensuite, 10 cas de chirurgies d'instrumentation réelle ont été simulés avec le modèle personnalisé et les résultats des simulations ont été comparés aux données post-opératoires. Des études de sensibilité ont été menées sur les paramètres de simulations tels que les conditions aux limites, le positionnement des implants, le choix des propriétés mécaniques et la forme des tiges. Une fois validé, le modèle a été utilisé pour tester plusieurs stratégies opératoires afin de déterminer la stratégie «optimale».

La comparaison entre le modèle développé pour simuler le banc d'essais de Cloutier (2003) et les résultats de ce dernier montrent des comportements semblables pour des sollicitations en flexion, extension, inflexion latérale et torsion. Les simulations de cas réels ont démontré qu'il était possible de prédire avec des différences de moins de 5 degrés les corrections obtenues dans les plans frontal et sagittal. Quelques exceptions ont été retrouvées et présentaient des écarts plus importants allant jusqu'à 10 degrés. Les angles de Cobb près de 0 dans le plan sagittal ont influencé les résultats de l'orientation finale du plan de déformation maximale dans 8 cas sur 10. Pour l'angle de rotation axiale, les simulations ont prédit adéquatement les résultats à 4 degrés près. Les efforts de corrections maximales ont été trouvés aux vertèbres extrêmes instrumentées et aux

niveaux où la compression a été appliquée. Les efforts moyens étaient faibles avec une valeur de 150N. L'utilisation du modèle pour le choix de stratégies «optimales» s'est avérée intéressante. Selon le chirurgien traitant, les résultats obtenus concordaient avec ce qui était attendu cliniquement. Cette étude lui aura permis de répondre à certaines interrogations à savoir si l'instrumentation d'un niveau supplémentaire ou l'ajout d'un second implant à certains niveaux était bénéfique pour le patient.

L'étude de sensibilité sur les conditions aux limites a montré des différences importantes au niveau de la prédiction des indices géométriques, des courbures rachidiennes ainsi que des efforts aux liaisons implant/vertèbre. L'étude de sensibilité sur le positionnement des implants a démontré que de faibles déplacements (2mm) avaient peu d'effet au niveau des efforts implant/vertèbre. Les tests effectués avec différentes propriétés mécaniques ont démontré que les propriétés utilisées lors des simulations représentaient adéquatement la discoïdectomie et ses effets sur le rachis. L'effet de la déformation des tiges a toutefois démontré qu'il pouvait y avoir un impact sur les indices géométriques particulièrement dans le plan sagittal.

Le modèle développé a permis de reproduire adéquatement des chirurgies d'instrumentation antérieure de la colonne vertébrale scoliotique. Le modèle s'est avéré être un outil fiable de prédiction des résultats géométriques et mécaniques du rachis post-opératoire sur la zone instrumentée. Le modèle peut maintenant être incorporé au simulateur de chirurgies afin d'en faire un outil complet pour la planification et l'optimisation de stratégies opératoires.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis is a 3D deformation of the spine of unknown causes that affects children at puberty. Severe cases usually require a surgical intervention which consists in fixing rods to the spine using implants to give back to the spine its natural curves. Instrumentation can be fixed either to the posterior or anterior part of the vertebrae. In scoliosis surgery, it has been proven that the operating strategy and consequently the resulting corrections vary in function of the surgeons. For many years now, models for surgery simulations have been created to assist surgeons during surgery planning. Up to now, the majority of those models have been used only for simulations of posterior instrumentation. The global aim of this project was thus to develop a biomechanical model for the simulation of anterior instrumentation surgeries.

The geometry of the spine model was personalized using multi-view radiographic reconstructions. The modeling was realized using multibody and flexible mechanisms. Vertebrae and parts of the instrumentation system; mono-axial screws and nuts were represented by rigid bodies. Rods were composed of rigid segments assembled by flexible segments. The intervertebral and implant/vertebra links were modeled by stiffness matrices, named «field» elements in the database of ADAMS. Mechanical properties of those links were taken from literature and modified to simulate state changes induced by discectomy and bone graft insertion. Simulations include insertion manoeuvres and tightening of both rods, and also compression between implants fixed to the first rod. The first validation step required the simulation of a work bench created by

Cloutier (2003) which allowed the first evaluation of the mechanical properties of the intervertebral and implant/vertebra links. Ten cases of real anterior instrumentation surgeries were simulated with the personalized model and simulation results were compared to post-operative data. Sensitivity studies were conducted on simulation parameters such as the boundary conditions, implant positioning, selection of mechanical properties and the shape of the rods. Once validated the model was used to test various operating strategies to establish the «optimal» one.

The comparison between the model developed to simulate the work bench of Cloutier (2003) and the results from the lattes showed similar behaviour for loads in flexion, extension, lateral bending and torsion. Simulation of real surgery cases showed that it is possible to predict, in a 5 degrees range, the corrections obtained in the frontal and sagittal plans. Only a few results have shown differences up to 10 degrees. Cobb angles close to zero in the sagittal plane influenced the results for the orientation of the plane of maximum deformity in 8 cases out of 10. The axial rotation angle at the apical vertebra was predicted correctly with a maximum difference of 4 degrees. Maximal corrections forces were found at the highest and lowest instrumented vertebrae and at the levels where compression was applied. Average forces were low at 150N. The use of this model for the selection of optimal operating strategies was very interesting. According to the surgeon, the predicted outcomes were similar to what was expected clinically. Moreover, this study allowed him to get answers to many interrogations such as; will the instrumentation of one more vertebral level or will adding one more implant to certain levels be beneficial for my patient?

Sensitivity study on boundary conditions demonstrated important differences in the prediction of geometrical indices, spinal curvatures and implant/vertebra link efforts. Sensitivity study on the positioning of implants demonstrated that small displacements (2mm) had small effects on the implant/vertebra link forces. Testing of different mechanical properties demonstrated that those used during the simulations were adequately representing the discectomy and its effects on the spine flexibility. Rods deformation showed and impact on geometrical indices particularly in the sagittal plane and for the prediction of the orientation of the plane of maximum deformity.

The model developed in this project allowed adequate reproduction of anterior spine surgery correction. The model can predict geometrical and mechanical outcomes for the instrumented part of the spine. It can now be added to the *Spine Surgery Simulator (S3)* to make it a complete and powerful tool for the planning and optimization of operating strategies.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	IV
REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ.....	VII
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XIII
LISTE DES FIGURES	XVII
LISTE DES TABLEAUX	XXV
LISTE DES ANNEXES	XXVIII
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 ANATOMIE DESCRIPTIVE ET FONCTIONNELLE DE LA COLONNE VERTÉBRALE	3
1.1.1 <i>La colonne vertébrale</i>	3
1.1.2 <i>Biomécanique de l'unité fonctionnelle</i>	8
1.2 LES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES.....	12
1.2.1 <i>Description de la scoliose idiopathique</i>	12
1.2.2 <i>Évaluation des déformations scoliotiques.</i>	14
1.2.3 <i>Biomécanique des déformations scoliotiques</i>	17
1.3 TRAITEMENTS CHIRURGICAUX	18

1.3.1	<i>Techniques d'instrumentation</i>	19
1.3.2	<i>Description de l'instrumentation postérieure</i>	21
1.3.3	<i>Description de l'instrumentation antérieure</i>	23
1.3.4	<i>Études expérimentales</i>	29
1.4	MODÈLES BIOMÉCANIQUES DU RACHIS	35
1.4.1	<i>Approche par éléments finis</i>	36
1.4.2	<i>Approche par multi-corps flexibles</i>	40
CHAPITRE 2. MATÉRIEL ET MÉTHODE		44
2.1	RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	44
2.2	MODÉLISATION DU RACHIS	47
2.3	MODÉLISATION DU SYSTÈME D'INSTRUMENTATION	52
2.4	SIMULATION DES MANŒUVRES D'INSTRUMENTATION	55
2.4.1	<i>Discoïdectomie et insertion du greffon</i>	56
2.4.2	<i>Insertion des implants</i>	61
2.4.3	<i>Attachement de la tige</i>	62
2.4.4	<i>Compression</i>	63
2.5	VALIDATION DU MODÈLE	64
2.5.1	<i>Comparaison avec des résultats expérimentaux de caractérisation</i>	65
2.5.2	<i>Comparaison avec des données de patients opérés par chirurgie</i>	65
2.5.3	<i>Études de sensibilité des paramètres de modélisation</i>	68
2.6	EXPLOITATION DU MODÈLE AFIN DE DÉTERMINER DES CONFIGURATIONS D'INSTRUMENTATION OPTIMALES	74

CHAPITRE 3. RÉSULTATS	76
3.1 SIMULATIONS DE CHIRURGIES RÉELLES	76
3.1.1 <i>Indices géométriques</i>	77
3.1.2 <i>Forces</i>	80
3.2 ÉTUDES EXPÉRIMENTALES	82
3.3 ÉTUDES DE SENSIBILITÉ	84
3.3.1 <i>Conditions aux limites</i>	85
3.3.2 <i>Positionnement des implants</i>	90
3.3.3 <i>Forme de la tige</i>	92
3.3.4 <i>Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis</i>	96
3.4 EXPLOITATION DU MODÈLE.....	101
3.4.1 <i>Sélection de la stratégie</i>	101
CHAPITRE 4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION.....	104
4.1 ÉTUDES EXPÉRIMENTALES	104
4.2 SIMULATION DE CHIRURGIES.....	105
4.3 INFLUENCE DES PARAMÈTRES DE SIMULATION.....	111
4.3.1 <i>Conditions aux limites</i>	111
4.3.2 <i>Positionnement des implants</i>	112
4.3.3 <i>Forme de la tige</i>	113
4.3.4 <i>Propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale</i>	114
4.4 ÉVALUATION DE CONFIGURATIONS D'INSTRUMENTATION	115

CONCLUSION	117
RÉFÉRENCES	120

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Vue d'ensemble de la colonne vertébrale : (a) vue antéro-postérieure (b) vue sagittale (c) vue postéro-antérieure	4
Figure 1.2 Anatomie de la vertèbre thoracique typique : (a) vue transverse; (b) vue latérale	5
Figure 1.3 Anatomie du disque intervertébral	6
Figure 1.4 Ligaments de la colonne vertébrale	8
Figure 1.5 Trois vues du corps humain frontal, sagittal et transverse	9
Figure 1.6 Quatre systèmes d'axes définissant la géométrie du rachis	10
Figure 1.7 Trois types de mouvement possible entre 2 vertèbres; a) flexion, b) extension, c) inflexion latérale	12
Figure 1.8 Mesure de l'angle de Cobb analytique (a) dans le plan frontal; (b) dans le plan sagittal	14
Figure 1.9 Plan de déformation maximale	15
Figure 1.10 Calcul de la rotation axiale d'une vertèbre	16
Figure 1.11 Mesures des déformations (a) déjettement; (b) scoliomètre mesurant la gibbosité	17
Figure 1.12 Déformation des vertèbres, (a) cunéiformisation; (b) vertèbre déformée	18
Figure 1.13 Positionnement du patient en décubitus ventral	21
Figure 1.14 Positionnement des implants en chirurgie postérieure	22

Figure 1.15 Principe de l'instrumentation segmentaire par le matériel Cotel-Dubousset	23
Figure 1.16 Positionnement du patient en décubitus latéral.....	24
Figure 1.17 Manœuvre de discoïdectomie	25
Figure 1.18 Insertion des implants dans les corps vertébraux.....	25
Figure 1.19 Manœuvre d'insertion de la tige	26
Figure 1.20 Manœuvre de compression entre les niveaux instrumentés	27
Figure 1.21 Insertion des portals pour la chirurgie minimalement invasive.....	28
Figure 1.22 Résection des côtes pour l'obtention du greffon	28
Figure 1.23 Pourcentage de contribution des disques, complexe articulaire et éléments postérieurs à la raideur initiale de l'unité fonctionnelle selon 4 types de sollicitations ...	30
Figure 1.24 Modèle multi-corps de Poulin (1998)	41
Figure 1.25 Modèle multi-corps de Petit (2002)	42
Figure 2.1 Approche globale de développement et de validation du modèle	46
Figure 2.2 (a) Patient portant la veste de calibrage dans l'appareil de positionnement pour la prise de radiographies (b) Disposition de l'appareil de rayon-X lors de la prise des radiographies frontale et latérale	47
Figure 2.3 Six repères anatomiques identifiés sur chaque vertèbre (1) limite supérieure des pédicules droit et gauche (2) limite inférieure des pédicules droit et gauche (3) centre des plateaux vertébraux.....	48
Figure 2.4 Étapes de numérisation (a) identification des billes de calibrage (b) tracé de la courbe spinale (c-d) positionnement de 6 repères anatomiques de base e) projection de	

20 points définissant la géométrie des vertèbres f) reconstruction géométrique du rachis personnalisé dans ADAMS	49
Figure 2.5 Matrice de raideur de la liaison intervertébrale	50
Figure 2.6 Matrice de raideur décrivant les propriétés de la liaison intervertébrale	51
Figure 2.7 Instrumentation Frontier (a) vis (b) agrafe (c) insertion de la vis et de l'agrafe dans la vertèbre	52
Figure 2.8 Représentation schématique de la tige déformable	54
Figure 2.9 Mouvements principaux et de couplages suite à l'application de forces et de moments selon les axes x, y et z	57
Figure 2.10 Matrice de raideur dont les coefficients non nuls sont associés à une sollicitation en flexion (f), extension (e), inflexion latérale (i) ou torsion (t)	58
Figure 2.11 Réduction en pourcentage de chacun des coefficients de la matrice de raideur pour représenter le retrait des disques intervertébraux	59
Figure 2.12 Matrice de raideur présentant les propriétés de la liaison intervertébrale après la discoïdectomie	59
Figure 2.13 Matrice de raideur présentant les propriétés de la liaison vertébrale avec le greffon	60
Figure 2.14 Coefficients de la matrice de raideur implant/vertèbre	62
Figure 2.15 a-b) Attachement de la tige dans les implants c) Joint cylindrique créé entre la tige et l'implant	63
Figure 2.16 Application de forces sur des implants adjacents pour simuler l'étape de compression	64

Figure 2.17 Formes modifiées des tiges 1 et 2 pour les patients 1 et 3	71
Figure 2.18 Matrices de raideur utilisées pour tester le choix des propriétés mécaniques de l'élément intervertébral suite aux manœuvres de discoïdectomie et d'insertion du greffon.....	73
Figure 3.1 Indices géométriques pour les patients 1 à 10	79
Figure 3.2 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée pour le patient 7 (a) plan frontal (b) plan sagittal	80
Figure 3.3 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en flexion/extension pour les configurations R1 et R6; a) banc d'essais (Cloutier 2003) ...	83
b) simulation.....	83
Figure 3.4 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en flexion/extension pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais (Cloutier 2003)	84
b) simulation.....	84
Figure 3.5 Indices géométriques des patients 2 et 6 avec différentes conditions aux limites.....	86
Figure 3.6 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 2; (a) plan frontal.....	87
(b) plan sagittal	87
Figure 3.7 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 6; (a) plan frontal.....	88
(b) plan sagittal	88
Figure 3.8 Indices géométriques du patient 3 selon 8 différentes positions d'implants..	90
Figure 3.9 Courbes rachidiennes pour la zone instrumentée du patient 3 selon différentes positions d'implants; (a) plan frontal (b) plan sagittal.....	91

Figure 3.10 Indices géométriques des patients 1 et 3 lorsque les tiges sont cintrées	93
Figure 3.11 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 1 lorsque les tiges sont cintrées; (a) plan frontal (b) plan sagittal.....	94
Figure 3.12 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 3 lorsque les tiges sont cintrées; (a) plan frontal (b) plan sagittal.....	95
Figure 3.13 Indices géométriques des patients 2 et 9 selon les différentes propriétés mécaniques	97
Figure 3.14 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 2;.....	98
(a) plan frontal (b) plan sagittal	98
Figure 3.15 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 9;.....	99
(a) plan frontal (b) plan sagittal	99
Figure 3.16 Indices géométriques du patient 11 selon les différentes stratégies opératoires	101
Figure 3.17 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 11 (a) plan frontal. 102	
(b) plan sagittal	102
Figure A.1 Surfaces fonctionnelles d'une vis : (V1) filet pour l'écrou, (V2) surface d'arrêt pour la tige, (V3) surface d'appui avec la vertèbre, (V4) partie filetée de la vis, (V5) surface extérieure de la tête.....	130
Figure A.2 Surfaces fonctionnelles typiques des vertèbres (instrumentation antérieure) : (VT1) surface latérale du corps vertébral, (VT2) surface latérale de l'alésage	130
Figure A.3 Surfaces fonctionnelles d'un écrou : (E1) surface de contact avec l'outil de serrage, (E2) filet, (E3) surface d'appui sur la tige.....	131

Figure A.4 Surface fonctionnelle de la tige : (T1) surface de la tige.....	131
Figure B.1 Positionnement des implants dans les vertèbres (a) 22.5 degrés par rapport au plan frontal (b) parallèles au plan frontal.....	137
Figure B.2 Matrice de raideur de la liaison implant/vertèbre	139
Figure B.3 a) Banc d'essai de Luc Cloutier, b) Modélisation du banc d'essai de Luc Cloutier dans ADAMS.....	140
Figure B.4 Force (F) vs déplacement (d) selon les paramètres de l'implant	142
Figure B.5 Coefficients de la matrice de raideur implant/vertèbre	142
Figure C.1 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral ..	146
Figure C.2 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral	146
Figure C.3 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral ..	147
Figure C.4 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral	147
Figure C.5 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral ..	148
Figure C.6 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral	148
Figure C.7 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral ..	149
Figure C.8 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral	149
Figure C.9 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral ..	150
Figure C.10 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	150

Figure C.11 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral	151
Figure C.12 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	151
Figure C.13 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral	152
Figure C.14 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	152
Figure C.15 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral	153
Figure C.16 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	153
Figure C.17 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral	154
Figure C.18 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	154
Figure C.19 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral	155
Figure C.20 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral.....	155
Figure E.1 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en inflexion latérale pour les configurations R1 et R6 a) banc d'essais b) simulation	164
Figure E.2 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en inflexion latérale pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais b) simulation	165
Figure E.3 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en torsion pour les configurations R1 et R6 a) banc d'essais b) simulation.....	166

Figure E.4 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en torsion pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais b) simulation..... 167

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 Expérimentation sur la liaison implant/vertèbre dans le corps vertébral.....	33
Tableau 2.1 Propriétés mécaniques des éléments déformables pour la modélisation des tiges	55
Tableau 2.2 Données cliniques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie...	67
Tableau 2.3 Combinaisons de conditions aux limites testées	69
Tableau 2.4 Plan d'expérience pour les tests de positionnement d'implants.....	70
Tableau 2.5 Données cliniques du patient utilisé pour l'élaboration de stratégies opératoires	74
Tableau 2.6 Stratégies opératoires.....	75
Tableau 3.1 Distance moyenne entre la position finale des vertèbres en simulation et leur position post-opératoire dans la zone instrumentée	78
Tableau 3.2 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulation	81
Tableau 3.3 Efforts moyens et maximaux selon les conditions aux limites imposées durant les étapes de simulations du patient 2	89
Tableau 3.4 Efforts moyens et maximaux selon les conditions aux limites imposées durant les étapes de simulations du patient 6	89
Tableau 3.5 Efforts moyens et maximaux selon la position des implants durant les étapes de simulations du patient 3.....	92
Tableau 3.6 Efforts moyens et maximaux selon la forme des tiges durant les étapes de simulations des patients 1 et 3	96

Tableau 3.7 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 2 avec différentes matrices de raideur	100
Tableau 3.8 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 9 avec différentes matrices de raideur	100
Tableau 3.9 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 11	103
Tableau 4.1 Variabilité des indices géométriques mesurés sur les reconstructions 3D du rachis	106
Tableau A.1 Surfaces en contact, degrés de liberté relatifs et efforts transmis à l'étape de pose des implants dans les vertèbres.....	132
Tableau A.2 Surfaces fonctionnelles à la pose de la première tige avec serrage partiel des écrous	133
Tableau A.3 Surfaces fonctionnelles lors de la compression segmentaire	133
Tableau A.4 Surfaces fonctionnelles lors du serrage complet des écrous	134
Tableau B.1: Paramètres de l'étude et leurs modalités.....	137
Tableau B.2: Modalités des quatre modèles rachidiens testés	138
Tableau B.3 Valeurs utilisées pour l'obtention du graphique forces/déplacements.....	141
Tableau D.1 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre pour les patients 1 à 10.....	156
Tableau D.2 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre selon les 8 positions différentes d'implants	158

Tableau D.3 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre lorsque les tiges sont cintrées	160
Tableau D.4 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre avec différentes matrices de raideur pour le patient 2.....	161
Tableau D.5 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre avec différentes matrices de raideur pour le patient 9.....	162
Tableau D.6 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre selon les six stratégies testées sur le patient 3	163

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A. ANALYSE FONCTIONNELLE	129
INTRODUCTION	129
A.1 SURFACES FONCTIONNELLES.....	129
A.2 DEGRÉS DE LIBERTÉ ET EFFORTS TRANSMIS.....	131
ANNEXE B. MODÉLISATION DU BANC D'ESSAIS	135
B.1 LES PIÈCES	135
<i>B.1.1 Vertèbres</i>	<i>135</i>
<i>B.1.2 Câble.....</i>	<i>135</i>
<i>B.1.3 Vis</i>	<i>136</i>
<i>B.1.4 Écrou.....</i>	<i>138</i>
<i>B.1.5 Tige</i>	<i>138</i>
B.2 LES LIAISONS	138
<i>B.2.1 Corde</i>	<i>138</i>
<i>B.2.2 Intervertébrale.....</i>	<i>139</i>
<i>B.2.3 Implant/vertèbre</i>	<i>139</i>
<i>B.2.4 Implant/tige</i>	<i>143</i>
<i>B.2.5 Conditions aux limites</i>	<i>143</i>
B.3 LES FORCES.....	143
<i>B.3.1 Application de la force de gravité</i>	<i>143</i>
<i>B.3.2 Chargement en inflexion latérale.....</i>	<i>144</i>

<i>B.3.3</i>	<i>Chargement en flexion/extension</i>	<i>144</i>
<i>B.3.4</i>	<i>Chargement en torsion.....</i>	<i>144</i>
ANNEXE C. COURBES RACHIDIENNES.....		145
C.1	PATIENT 1	146
C.2	PATIENT 2	147
C.3	PATIENT 3	148
C.4	PATIENT 4	149
C.5	PATIENT 5	150
C.6	PATIENT 6	151
C.7	PATIENT 7	152
C.8	PATIENT 8	153
C.9	PATIENT 9	154
C.10	PATIENT 10	155
ANNEXE D. FORCES LIAISONS IMPLANT/VERTÈBRE		156
ANNEXE E. RÉSULTATS DES TESTS DU BANC D'ESSAIS.....		164
E.1	INFLEXION LATÉRALE	164
E.2	TORSION	166
ANNEXE F. STRATÉGIES OPERATOIRES		168
F.1	VERTÈBRES INSTRUMENTÉES	168
F.2	POSITIONS DES VIS DANS LES CORPS VERTÉBRAUX.....	170

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Les cas les plus sévères nécessitent une intervention chirurgicale qui consiste en la fixation d'implants (vis ou crochet) aux vertèbres auxquels sera fixée une tige rigide qui redonnera à la colonne vertébrale ses courbures naturelles. L'instrumentation peut se faire par deux approches, soit postérieure ou antérieure. Les chirurgies antérieures ont l'avantage de nécessiter moins de niveaux instrumentés pour obtenir des corrections équivalentes. De plus, depuis les années 90, cette chirurgie peut se faire entièrement par endoscopie. Les chirurgiens doivent, pour chaque patient, établir une stratégie opératoire afin de déterminer, entre autres l'emplacement des implants et le nombre de niveaux à instrumenter. Pour un même patient, les stratégies vont varier d'un chirurgien à l'autre, car elles dépendent de leur expérience ainsi que de leurs connaissances. Pour remédier à ce problème, des chercheurs tentent de mettre au point un outil numérique capable de prédire les résultats de chirurgies. Ceci permettrait aux chirurgiens de tester différentes stratégies opératoires pour éventuellement sélectionner la stratégie optimale.

Plusieurs modèles créés pour la simulation de chirurgies ont utilisé la méthode des éléments finis qui est toutefois coûteuse en temps de calcul. La méthode multi-corps flexibles s'avère alors une alternative intéressante qui ne présente pas les problèmes inhérents à la méthode des éléments finis. À ce jour, les modèles créés ont démontré des résultats probants pour la simulation de chirurgies par abord postérieur. Toutefois, peu

de travaux se sont attardés à la simulation de chirurgies antérieures. Les objectifs de ce projet sont donc de développer un modèle biomécanique pour la simulation 3D de chirurgies antérieures du rachis scoliotique, de prédire les résultats d'une chirurgie d'instrumentation et enfin, d'utiliser le modèle afin de recommander des configurations d'instrumentation optimales.

Ce mémoire est divisé en 4 chapitres. Le premier présente une revue des connaissances nécessaires à la compréhension de ce projet de maîtrise. L'anatomie ainsi que le fonctionnement du rachis sain et scoliotique y sont décrits, suivis des traitements possibles de la scoliose et des modèles permettant de simuler des chirurgies réelles. Le chapitre 2 présente le matériel et les méthodes utilisés pour mener ce projet à terme. Tous les résultats sont regroupés au chapitre 3 pour ensuite être analysés au chapitre 4. Pour conclure, un retour sur les objectifs de ce projet permettra de déterminer si ceux-ci ont été atteints et suivront quelques perspectives de travaux futurs.

CHAPITRE 1 . REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre débute par un survol des notions anatomiques de base du rachis sain et scoliotique ainsi que des principes biomécaniques s'y rattachant. Différents traitements chirurgicaux seront ensuite abordés pour terminer avec une revue critique des modèles numériques d'instrumentation chirurgicale existants.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est une des trois parties qui composent le squelette du tronc humain. Sa structure osseuse, composée de vertèbres, joue un rôle structural important. Pour mieux comprendre les mécanismes à l'origine de ses déformations, il est important de connaître sa structure à l'état sain ainsi que ses fonctions.

1.1.1 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale est composée de 33 à 35 vertèbres. Ces dernières sont regroupées en 5 segments d'après leurs particularités morphologiques ainsi que selon les courbures naturelles de la colonne à laquelle elles appartiennent. La colonne compte donc 7 vertèbres cervicales (C1 à C7), 12 vertèbres thoraciques ou dorsales (T1 à T12), 5 vertèbres lombaires (L1 à L5), 5 vertèbres regroupées dans la même masse osseuse formant le sacrum et de 3 à 5 vertèbres fusionnées formant le segment coccygien (figure 1.1).

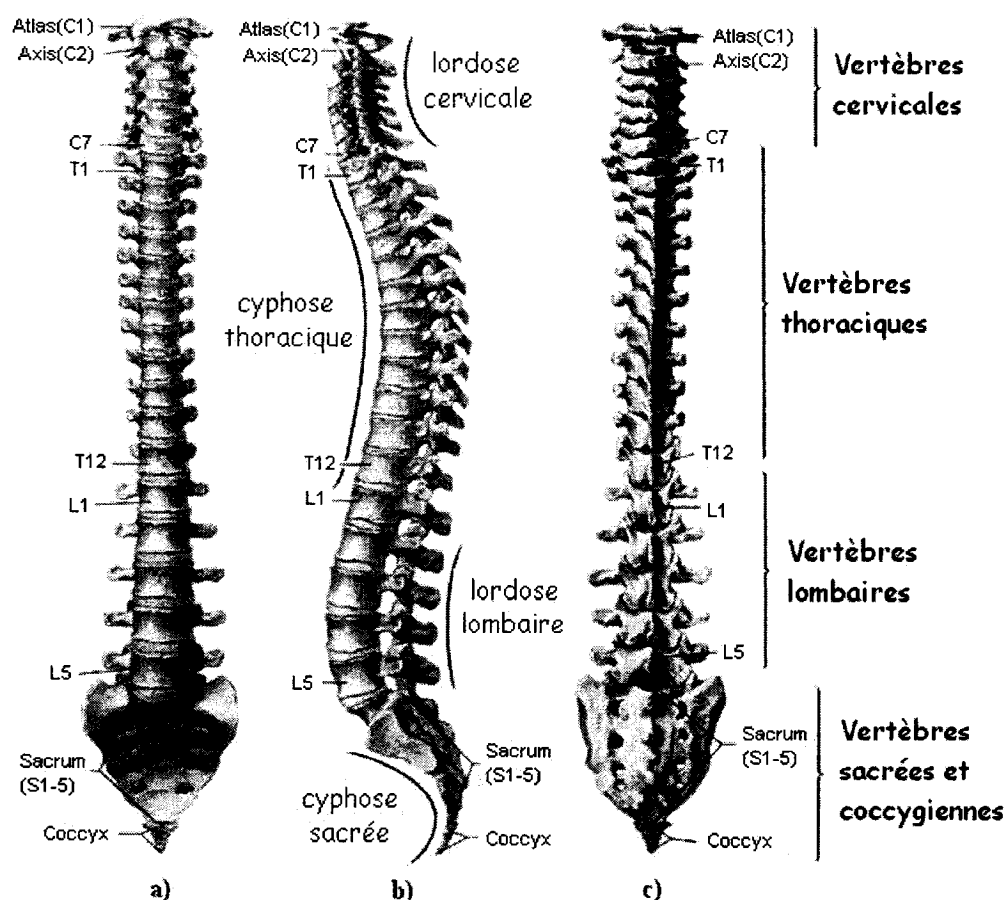


Figure 1.1 Vue d'ensemble de la colonne vertébrale : (a) vue antéro-postérieure (b) vue sagittale (c) vue postéro-antérieure
 (tirée de <http://www.bartleby.com/107/>, consulté le 20/03/06)

La structure de base des vertèbres comprend un corps vertébral dans la partie antérieure et un arc neural dans la partie postérieure (figure 1.2). L'arc neural est composé de deux pédicules et de deux lames sur lesquels se retrouvent les apophyses articulaires, transverses et épineuse (cette dernière étant palpable à la surface du dos). Le corps vertébral est fait d'os spongieux entouré d'une mince couche d'os cortical. Les extrémités crâniale et caudale de celui-ci sont appelées plateaux vertébraux. La fusion de

l'arc neural et du corps vertébral forme le trou vertébral dont la succession à chaque niveau vertébral forme le canal vertébral qui contient et protège la moelle épinière. De T1 à L5, l'apparence des vertèbres varie peu à l'exception de leur taille et de leur masse. Cette dernière augmente progressivement à chaque niveau vertébral dû à une adaptation mécanique aux charges de compression croissantes.

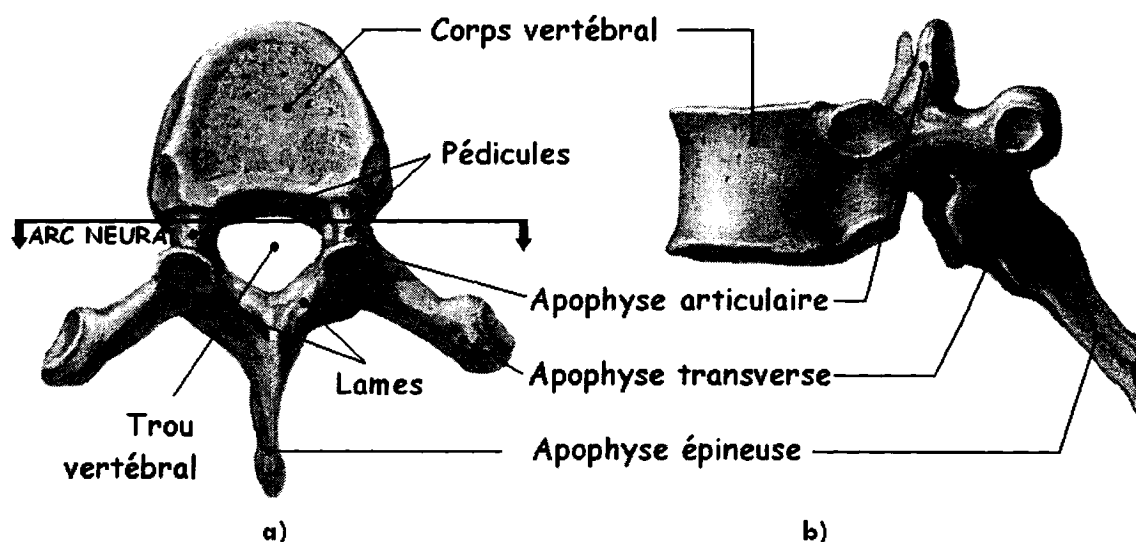


Figure 1.2 Anatomie de la vertèbre thoracique typique : (a) vue transverse; (b) vue latérale (adaptée de Netter 2004)

Entre chaque vertèbre se trouvent les disques intervertébraux qui constituent à eux seuls de 20 à 30% de la hauteur totale de la colonne vertébrale. Ceux-ci se composent de 3 parties principales soit le noyau pulpeux, l'anneau fibreux et les plaques cartilagineuses (figure 1.3). Le noyau contient entre 70 et 90% d'eau et est situé au centre du disque (White et Panjabi 1990). Celui-ci est entouré par l'anneau fibreux, succession de couches fibreuses concentriques, qui forme les frontières du disque

intervertébral. Les plaques cartilagineuses quant à elles, séparent les deux autres composants des plateaux vertébraux. Soumis à une grande variété de forces et de moments, les disques intervertébraux agissent donc comme amortisseurs entre les vertèbres, supportant, entre autres, avec les facettes articulaires (figure 1.2), tous les efforts de compression appliqués à la colonne.

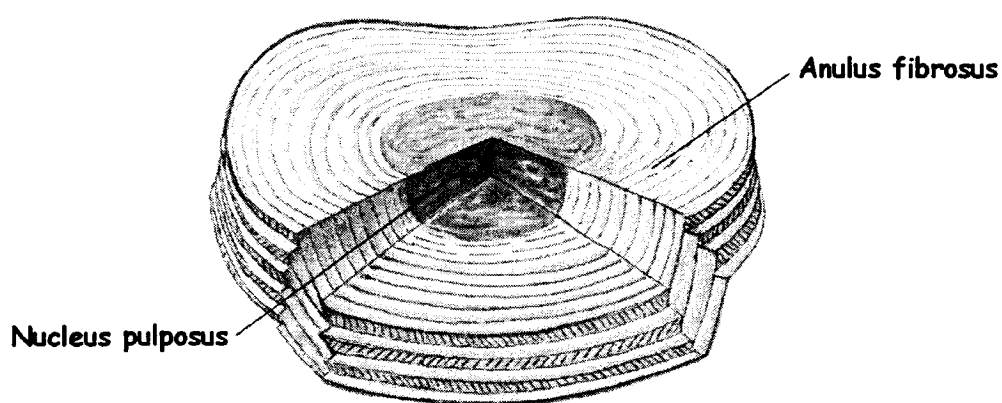


Figure 1.3 Anatomie du disque intervertébral
(tirée de <http://connection.lww.com>, consulté le 22/03/06)

À l'état sain, la colonne vertébrale se présente généralement sous forme rectiligne et symétrique dans le plan frontal (figure 1.1a et c). Dans le plan sagittal ou latéral, toutefois, elle présente 4 courbures naturelles qui sont convexes antérieurement dans les parties cervicale et lombaire (lordose cervicale, lordose lombaire) et convexes postérieurement dans les parties thoracique et sacrée (cyphose thoracique, cyphose sacrée) (figure 1.1b). Ces courbures physiologiques jouent un rôle mécanique important puisqu'elles procurent à la colonne vertébrale sa flexibilité, sa capacité d'absorption des chocs ainsi que ses caractéristiques de raideur et de stabilité à chaque niveau vertébral.

La colonne vertébrale possède 3 rôles biomécaniques fondamentaux (White et Panjabi 1990):

- transfert du poids et des moments de flexion induits par la tête, le tronc et les membres supérieurs au bassin;
- permet tous les mouvements physiologiques nécessaires entre la tête, le tronc et le bassin;
- protège la moelle épinière de forces et de déplacements potentiellement dommageables produits par les mouvements physiologiques ou par un traumatisme.

L'articulation de la colonne vertébrale se fait par l'entremise de 7 ligaments rachidiens. Ces derniers sont des structures uniaxiales qui ne supportent que les charges en tension. Deux sont reliés aux corps vertébraux, soit les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, et restreignent avec les disques intervertébraux les mouvements afin de protéger la moelle épinière (figure 1.4). Les 5 autres ligaments relient les éléments postérieurs de vertèbres adjacentes. Ainsi le ligament intertransverse relie les apophyses transverses, le ligament capsulaire relie les apophyses articulaires, le ligament flavia (jaune), situé postérieurement à l'intérieur du canal rachidien, relie les lames et, finalement, les ligaments interépineux et susépineux relient respectivement les apophyses épineuses et leurs extrémités. L'ensemble formé par les ligaments jaunes, interépineux et susépineux est regroupé sous le terme « éléments postérieurs ». De même, le terme « complexe articulaire » est employé pour faire référence aux ligaments capsulaires et aux facettes articulaires.

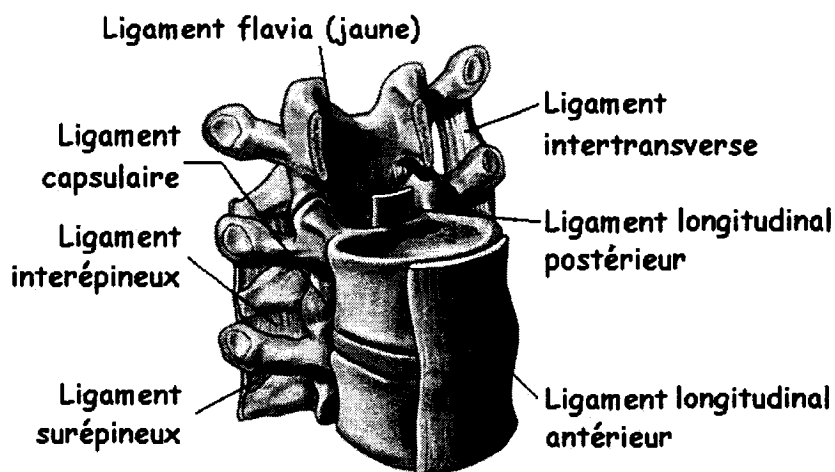


Figure 1.4 Ligaments de la colonne vertébrale
(tirée de www.spineuniverse.com consulté le 22/03/06)

1.1.2 Biomécanique de l'unité fonctionnelle

En biomécanique du rachis, quatre systèmes de références ont été définis par la Scoliosis Research Society (Stokes 1994) soit : les repères global, spinal, régional et vertébral.

L'origine du repère global (O) se trouve au centre du plateau vertébral supérieur de la première vertèbre sacrée (S1) (figure 1.6d). L'axe Z (axe vertical ou crânial) est perpendiculaire au sol. L'axe X (ou axe sagittal) est défini comme étant la perpendiculaire commune à l'axe Z et à la droite passant par les épines iliaques antérosupérieures. L'axe Y (ou axe transverse) perpendiculaire aux deux autres complète le système d'axe global. Trois plans sont définis par ces axes : le plan frontal (ou coronal) défini par (OYZ), le plan latéral (ou sagittal) défini par (OXZ) et le plan transverse défini par (OXY) (figure 1.5).

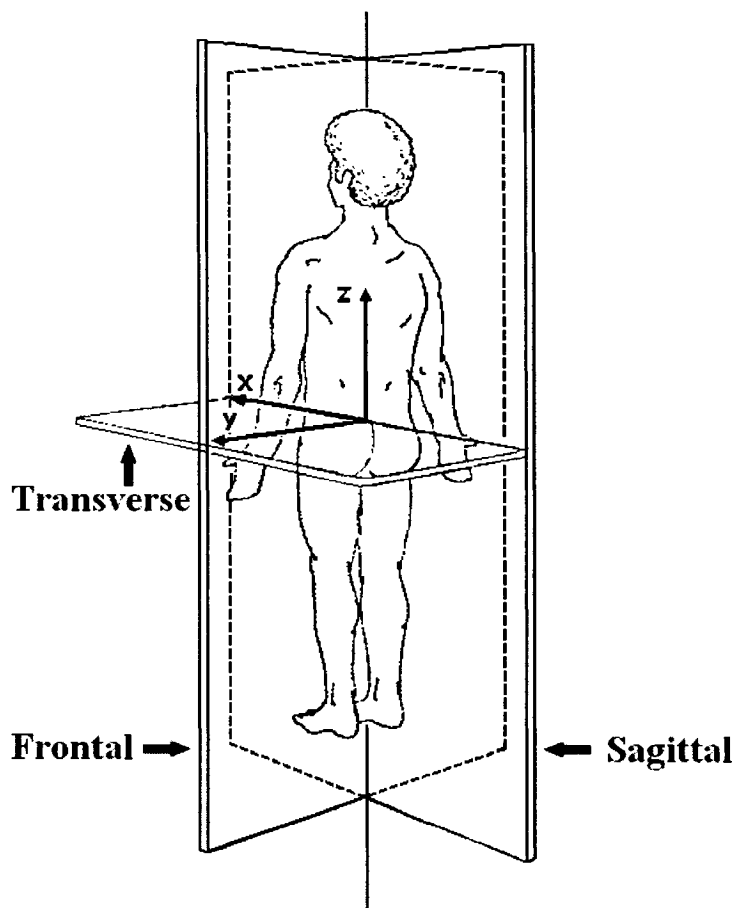


Figure 1.5 Vues frontale, sagittale et transverse du corps humain (adaptée de White et Panjabi 1978)

L'origine du repère spinal (figure 1.6c) est la même, toutefois, l'axe Z doit passer par le centre du corps vertébral de la première vertèbre thoracique (T1). Le repère régional quant à lui diffère des deux autres du fait que ses limites ne sont pas fixes (figure 1.6b). Celles-ci sont définies par une personne pour obtenir des informations sur une section quelconque du rachis. L'axe Z prend donc son origine au centre du corps vertébral de la vertèbre inférieure sélectionnée et se termine au centre du corps vertébral de la vertèbre supérieure choisie.

Le système d'axe local est souvent utilisé pour une vertèbre seule (axe vertébral) (figure 1.6a). Son origine se situe au centre du corps vertébral. L'axe Z passe par le point centre des plateaux vertébraux inférieur et supérieur. L'axe Y est défini par une droite joignant le point centre des pédicules droit et gauche.

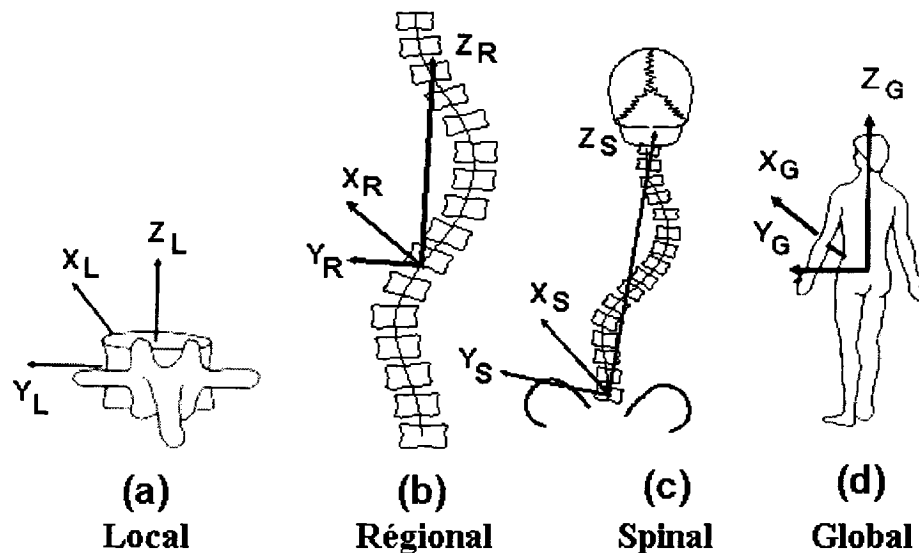


Figure 1.6 Quatre systèmes d'axes définissant la géométrie du rachis (Stokes 1994)

L'unité fonctionnelle est le plus petit segment de la colonne vertébrale présentant des caractéristiques biomécaniques semblables à celles de la colonne en entier. Celle-ci est formée de deux vertèbres, d'un disque intervertébral ainsi que des 7 ligaments rachidiens décrits précédemment (figure 1.4).

Afin de décrire le comportement de la colonne vertébrale suite à des sollicitations en flexion, extension, inflexion latérale et en torsion, la plupart des études (Schultz et al. 1970, White 1969, Panjabi et al. 1976) effectuent les tests sur des unités fonctionnelles.

Lors de la flexion (figure 1.7a), l'espace intervertébral postérieur augmente et le noyau du disque se déplace postérieurement. L'amplitude de la flexion est limitée par la tension développée dans les éléments postérieurs ainsi que dans la capsule articulaire et dans le ligament longitudinal postérieur. Le ligament longitudinal antérieur quant à lui est relâché.

En extension (figure 1.7b), le contraire se produit. Le disque est comprimé dans la région postérieure, ce qui provoque un déplacement du noyau antérieurement. Le ligament longitudinal antérieur se retrouve en tension alors que les éléments postérieurs ainsi que le ligament longitudinal postérieur sont relâchés. L'extension produit aussi un contact osseux au niveau des apophyses articulaires et épineuses qui limitent aussi ce mouvement.

En inflexion latérale (figure 1.7c) le noyau du disque intervertébral se déplace contralatéralement. Ce mouvement provoque un relâchement des ligaments intertransverses, du ligament jaune et des capsules articulaires du joint entre les apophyses articulaires du côté contralatéral alors qu'ipsilatéralement ces mêmes ligaments sont en tension.

En torsion, le disque intervertébral, le complexe articulaire ainsi que les éléments postérieurs, principalement par l'entremise de la raideur en cisaillement du ligament jaune, contribuent à la rigidité du mouvement.

La colonne vertébrale peut être considérée comme une structure composée de plusieurs unités fonctionnelles reliées en série. Ainsi, son comportement global peut être

approximé par la mise en commun du comportement individuel de chaque unité fonctionnelle qui la compose.

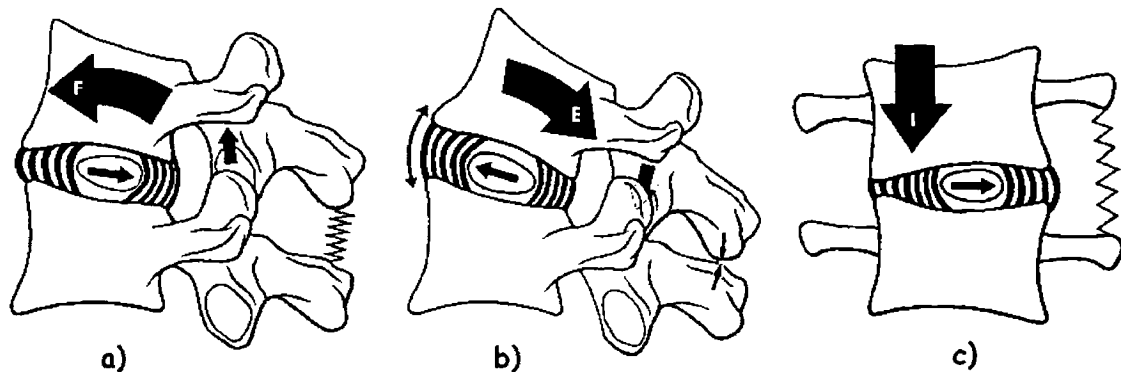


Figure 1.7 Trois types de mouvement possible entre 2 vertèbres; a) flexion, b) extension, c) inflexion latérale (adaptée de Kapandji 1974)

1.2 Les déformations scoliotiques

La scoliose entraîne des déformations de la colonne vertébrale qui, conséquemment, affectent son fonctionnement. La section qui suit présente en détails les mécanismes à l'origine de la scoliose ainsi que les méthodes cliniques d'évaluation de celle-ci.

1.2.1 Description de la scoliose idiopathique

La scoliose fut longtemps définie comme étant une déformation dans le plan frontal de la colonne vertébrale. Or, cette définition a évolué avec les années, puisqu'il a été bien établi que la scoliose induisait des déformations géométriques complexes dans les trois plans, auxquelles s'ajoutent les déformations de la cage thoracique et du bassin.

Un système global de classification des scolioses les divise selon leur cause (ex. congénitale, neuropathique, syndromique, idiopathique). La catégorie des scolioses idiopathiques regroupe à elle seule environ 80% des cas dont la majorité débute à la puberté (scoliose idiopathique de l'adolescent). En Amérique du Nord, de 2 à 4 % des jeunes entre 10 et 16 ans seraient atteints, ce qui représente plus de 2 millions d'adolescents. Le rapport fille/garçon, diagnostiqué avec une courbe inférieure à 10 degrés, serait de 1 mais augmenterait jusqu'à un rapport de 5:1 pour une courbe supérieure à 20 degrés (Roach 1999). La progression de la scoliose chez les filles est donc plus fréquente que chez les garçons.

Il existe des systèmes de classification des scolioses idiopathiques qui ont pour but de simplifier le choix de différents paramètres de chirurgie. Le premier système de classification des scolioses idiopathiques les divisait en trois groupes selon leur type de courbure soit simple, double ou triple. Le système de classification de King (1983) divise les scolioses idiopathiques en 5 groupes selon la longueur du segment de la colonne vertébrale à être fusionné. Cette méthode toutefois ne tient pas compte des déformations dans le plan sagittal. Le système de classification suivant fut mis au point par Lenke et al. (2001). Celui-ci divise les scolioses en 6 types principaux auxquels s'ajoutent des indices sur le degré de la courbure lombaire dans le plan frontal et sur les courbures dans le plan sagittal. Un autre système de classification a été proposé par Poncet (2001) et mettrait l'accent sur la torsion induite par les déformations.

1.2.2 Évaluation des déformations scoliotiques.

Il existe une variété d'indices cliniques utilisés pour analyser la sévérité des déformations scoliotiques. Les courbures sont couramment mesurées par une adaptation de la méthode de Cobb (1948) qui porte le nom d'angle de Cobb analytique. Il se calcule en traçant deux droites parallèles aux plateaux vertébraux des vertèbres situés aux points d'inflexion de la courbe (vertèbres limites inférieures et supérieures) (figure 1.8).

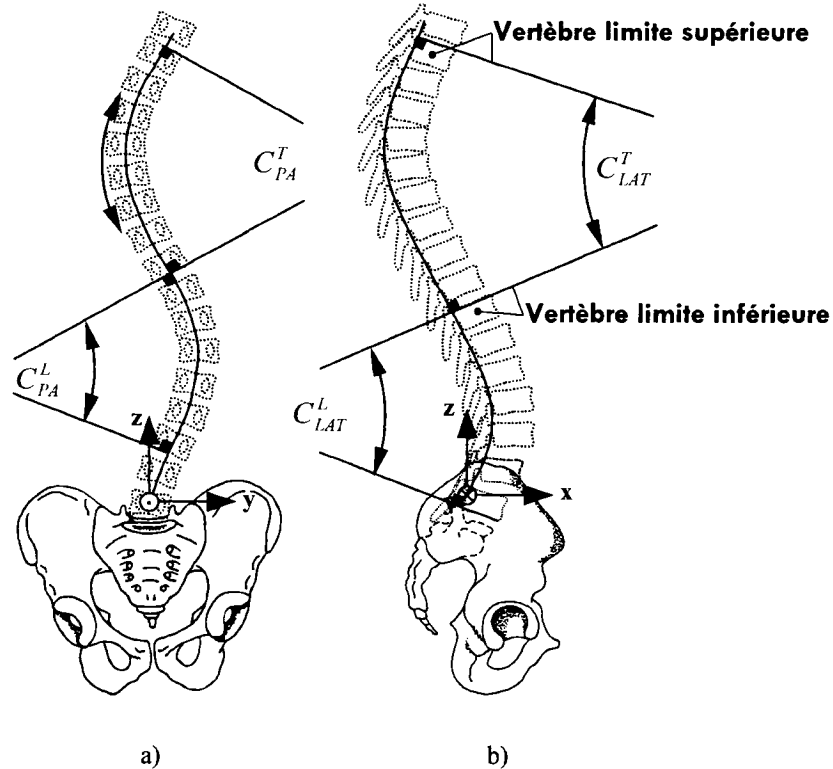


Figure 1.8 Mesure de l'angle de Cobb analytique (a) dans le plan frontal; (b) dans le plan sagittal (adaptée de Delorme et al. 2003)

Les orthopédistes utilisent cet angle dans le plan frontal pour calculer la courbure maximale ainsi que dans le plan sagittal pour calculer la cyphose et la lordose puisqu'ils

disposent de radiographies dans ces deux plans. Dans un modèle tridimensionnel, cet angle peut être calculé sur tout plan de projection, dont le plus utilisé est le plan de déformation maximale (figure 1.9). Celui-ci est en fait une mesure de la déviation des courbures maximales du plan sagittal vers le plan frontal due aux déformations scoliotiques.

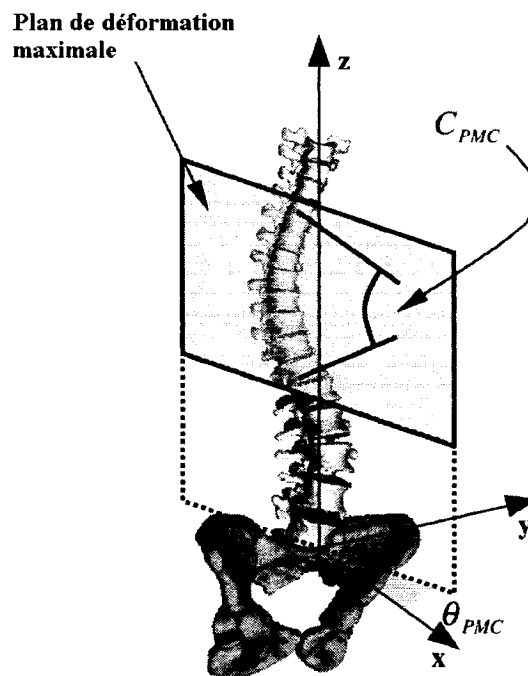


Figure 1.9 Plan de déformation maximale (adaptée de Delorme et al. 2003)

La rotation des vertèbres est aussi considérée comme un indice important dont les orthopédistes tiennent compte afin d'évaluer l'amplitude de torsion de la colonne vertébrale. Cet indice se calcule au niveau de la vertèbre la plus déportée dans le plan frontal (vertèbre apicale). La méthode employée est celle développée par Stokes et al.

(1986). L'équation 1 permet le calcul de l'angle de rotation (θ) à partir de points identifiés sur la vertèbre comme présenté à la figure 1.10.

$$\tan \theta = \left(\frac{a-b}{a+b} \right) \times \frac{w}{2d} \quad \text{Eq.1}$$

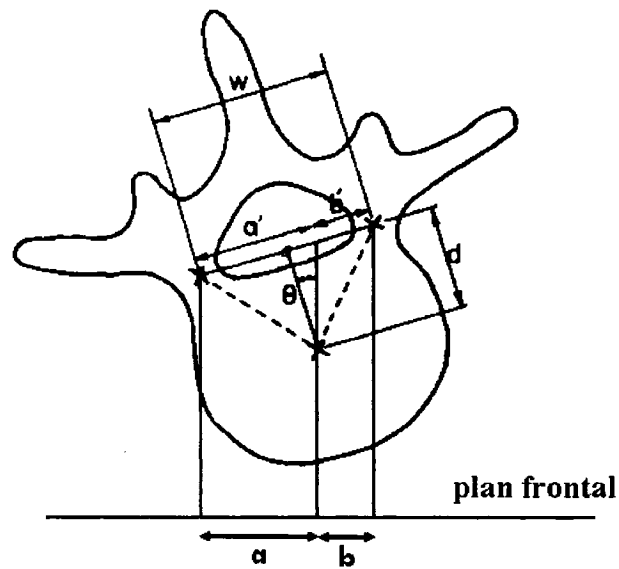


Figure 1.10 Calcul de la rotation axiale d'une vertèbre (Stokes et al. 1986)

Le déjettement et la gibbosité sont d'autres indices fréquemment calculés par l'orthopédiste lors de l'examen clinique. Le déjettement correspond à la déviation entre la vertèbre supérieure T1 et le bassin (figure 1.11a), alors que la gibbosité mesurée à l'aide d'un scoliomètre donne un indice sur la rotation des vertèbres (figure 1.11b).

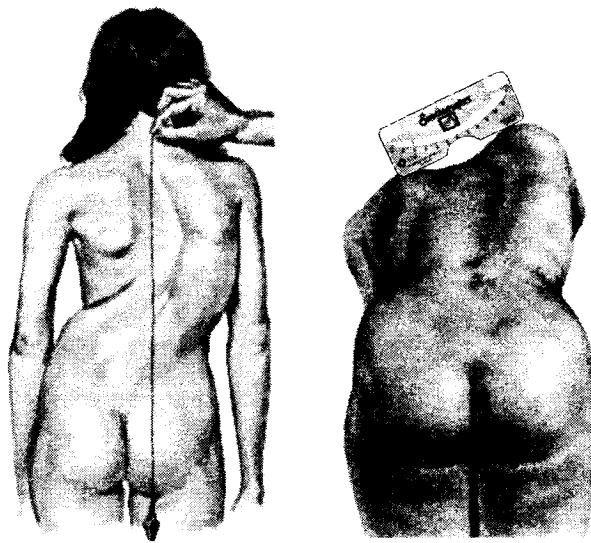


Figure 1.11 Mesures des déformations (a) déjettement; (b) scoliomètre mesurant la gibbosité (tirée de www.uthscsa.com consulté le 15/08/06)

1.2.3 Biomécanique des déformations scoliotiques

La biomécanique des déformations scoliotiques a fait l'objet de nombreuses études (Pope et al. 1984, Schlenk et al. 2003, White III et Panjabi 1990). À l'origine, toutes les courbures scoliotiques sont la conséquence d'une rupture de l'équilibre rachidien. Ce déséquilibre serait dû à un mouvement de torsion généralisé à tout le rachis, engendré par une perturbation localisée d'étiologie inconnue (Perdriolle 1979). Plusieurs facteurs mécaniques, incluant une croissance anormale (Upadhyay et al. 1991), un relâchement des joints (Binns 1988), des facteurs neurologiques, ont par la suite été identifiés comme des facteurs pouvant affecter l'équilibre rachidien. Le potentiel évolutif des scolioses est variable; l'action de la gravité ainsi qu'une activité musculaire inégale de part et d'autre du rachis (muscles plus faibles du côté convexe) tendent à faire progresser les déformations. Dès la constitution de la scoliose, les vertèbres sont en

inclinaison latérale et en extension, ce qui induit des contraintes permanentes dans les disques intervertébraux qui deviennent de moins en moins fonctionnels. Dans les cas de déformation sévère, les vertèbres viennent parfois en contacts du côté de la concavité. Les forces s'exercent alors directement sur les os. Comme le suggère la loi de Heuter-Volkmann, la croissance vertébrale est limitée au point où s'exercent ces forces alors que la croissance est accélérée au point diamétralement opposé. Ce phénomène engendre la cunéiformisation de la vertèbre (Parent et al. 2004, Aubin et al. 1998, Perdriolle 1979) qui vient s'ajouter aux déformations des lames et des apophyses transverses (figure 1.12). Les rotations axiales des vertèbres engendrent une rotation de la cage thoracique observable par l'apparition d'une gibbosité du côté convexe de la courbure.

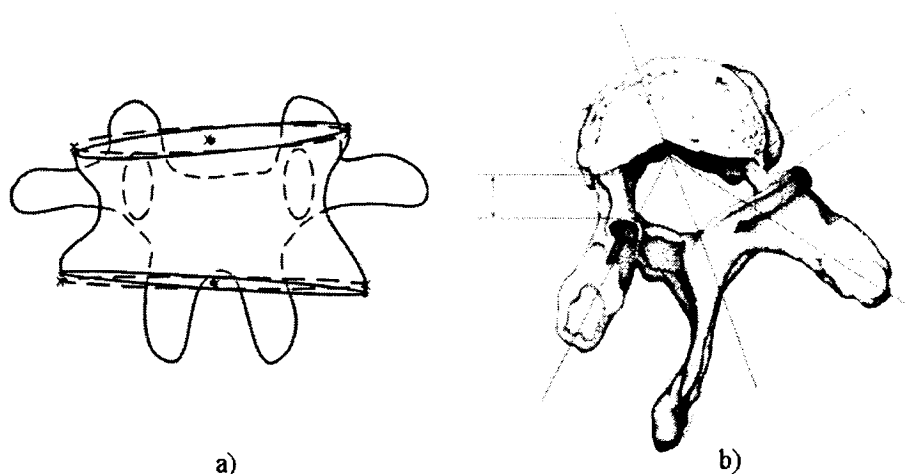


Figure 1.12 Déformation des vertèbres, (a) cunéiformisation; (b) vertèbre déformée (tirée de White et Panjabi 1990)

1.3 Traitements chirurgicaux

Durant le 20^e siècle, le développement des technologies d'instrumentation du rachis a révolutionné le traitement des déformations scoliotiques. Lange (1986) fut un

des premiers dans les années 1900 à tenter d'instrumenter le rachis, mais ce n'est que dans les années 1950, grâce aux efforts de Harrington (1988) que le procédé a réellement évolué pour faire place à la première génération d'instrumentations rachidiennes modernes. Vers la fin des années 60 et le milieu des années 70, des techniques d'instrumentations antérieures furent développées par Zielke (1976) et Dwyer (1969), ce qui permit une meilleure correction des déformations avec un nombre plus faible de vertèbres instrumentés. Par la suite, en 1980, la fixation transpédiculaire fut popularisée par Cotrel et Dubousset (1984) qui furent les premiers à corriger la scoliose de façon tridimensionnelle en introduisant la manœuvre de dérotation de la tige. Finalement, au milieu des années 1990, la chirurgie minimalement invasive fit son apparition. Le chirurgien utilise alors un endoscope pour voir à l'intérieur du patient ce qui lui permet d'instrumenter la colonne vertébrale par de toutes petites incisions beaucoup plus appréciées au niveau esthétique par les patients.

1.3.1 Techniques d'instrumentation

Bien que l'instrumentation ait beaucoup évolué, le traitement chirurgical des scolioses reste un recours ultime qui n'est envisagé que pour les scolioses dont l'amplitude de courbure est importante ($\text{Cobb} > 40^\circ$) et qui ne cessent de progresser (Roach 1999). Les objectifs cliniques d'une telle intervention sont de corriger la déformation, d'empêcher la progression et d'obtenir des résultats satisfaisants en termes de douleur et de fonctionnalité pour le patient.

L'intervention implique la fixation permanente d'une instrumentation à la colonne du patient. La morphologie des vertèbres offre deux sites d'insertions pour les implants (vis), soit les lames et les pédicules accessibles par chirurgie postérieure ou les corps vertébraux par approche antérieure. Bien que l'approche postérieure constitue le «gold standard» en matière de chirurgie de la scoliose, les chirurgies antérieures possèdent certains avantages. La chirurgie antérieure au niveau thoracolombaire a l'avantage biomécanique de travailler en compression plutôt qu'en tension, ce qui réduit les risques de dommages dus à la traction sur la moelle épinière. Raccourcir la convexité de la courbe thoracique sans la dérotation postérieure préviendrait la décompensation de la courbe lombaire. De plus, en retirant les disques, une meilleure correction de l'hypocyphose peut être obtenue. Pour les patients immatures, l'habileté de retirer les plaques de croissance évite l'apparition du phénomène du « vilebrequin » (se produit lorsque les corps vertébraux continuent à croître alors qu'il y a fusion de la partie postérieure de la vertèbre) (Lenke et al. 2004). Cette instrumentation peut aussi réduire significativement le nombre de niveaux instrumentés, ce qui est très avantageux en termes de mobilité, particulièrement dans la région lombaire.

Lorsqu'il est déterminé que l'approche antérieure est possible pour un patient, l'orthopédiste peut aussi opter pour une chirurgie minimalement invasive. Dickman et al. (1996) ont établi que cette approche chirurgicale diminuait le séjour aux soins intensifs, ainsi qu'à l'hôpital et diminuait la médication. Cet avis n'est toutefois pas partagé par Newton et al. (1998) qui, eux, n'ont relevé aucune différence au niveau du séjour en milieu hospitalier. La plupart des orthopédistes quant à eux croient que les

avantages d'une telle chirurgie résident dans l'épargne d'un plus grand nombre de muscles ainsi que dans l'amélioration de l'esthétisme vue la faible taille des incisions.

D'après l'approche choisie, l'orthopédiste établit sa stratégie opératoire à partir des radiographies préopératoires du patient. Les résultats de tests en inflexion latérale sont utilisés afin de déterminer la flexibilité du rachis du patient. Dans le cas de chirurgies postérieures, si la flexibilité est faible, l'orthopédiste précédera la chirurgie d'instrumentation d'une discoïdectomie.

1.3.2 Description de l'instrumentation postérieure

Il existe plusieurs approches pour l'instrumentation postérieure. Celle décrite dans la section suivante est la méthode développée par Cotrel-Dubousset qui permet d'obtenir une correction tridimensionnelle du rachis scoliotique.

Le patient est positionné sur la table d'opération en décubitus ventral (figure 1.13). Cette étape joue un rôle biomécanique important puisqu'un bon positionnement du patient réduit significativement les courbures scoliotiques (Delorme et al. 1998, Duke et al. 2002).

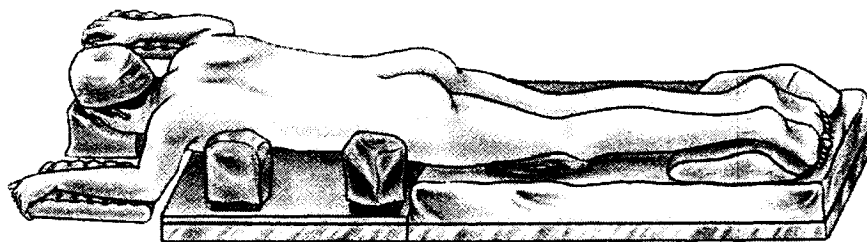


Figure 1.13 Positionnement du patient en décubitus ventral (tirée de la documentation Sofamor Danek)

Une fois la zone à instrumenter exposée, les implants sont insérés selon la stratégie pré-opératoire. Les vis sont insérées à travers la lame et dans le canal pédiculaire (figure 1.14) jusqu'au corps vertébral alors que les crochets s'attachent sur l'arc vertébral.

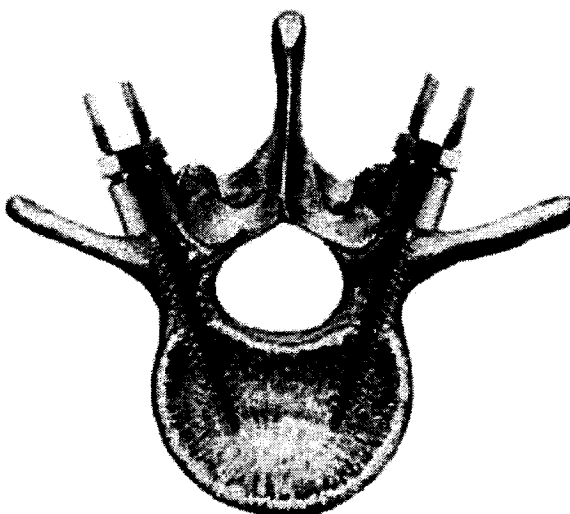


Figure 1.14 Positionnement des implants en chirurgie postérieure (tirée de la documentation de Sofamor Danek)

L'étape suivante est le cintrage de la première tige. Le chirurgien donne alors à celle-ci la forme du rachis désirée dans le plan sagittal. Cette déformation est permanente malgré que la tige puisse subir d'autres déformations élastiques dues aux forces auxquelles elle est soumise une fois installée sur les implants. La première tige est insérée du côté de la concavité (figure 1.15a), puis une dérotation est appliquée afin de réorienter les courbures dans le plan sagittal, redonnant ainsi au rachis ses courbures naturelles (figure 1.15a, b).

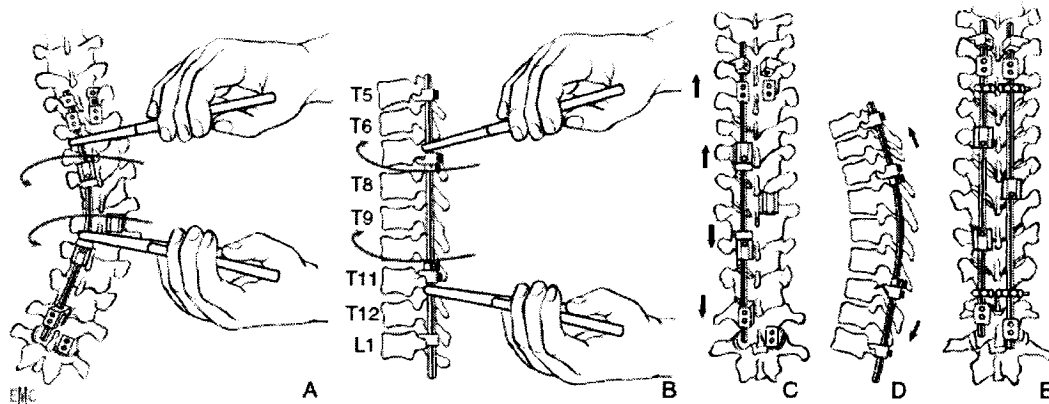


Figure 1.15 Principe de l'instrumentation segmentaire par le matériel Cotrel-Dubousset (tirée de la documentation de Sofamor Danek).

Enfin, la seconde tige est cintrée et insérée du côté de la convexité (figure 1.15e). Cette tige, bien qu'elle ait peu d'effet correcteur (Cotrel et Dubousset 1992), a pour rôle de solidifier l'instrumentation et de mieux répartir les forces sur les implants. La dernière étape consiste en l'épandage de greffe osseuse provenant de la résection des apophyses épineuses du patient, sur toute la région instrumentée. L'instrumentation doit donc maintenir la correction jusqu'à ce qu'il y ait fusion osseuse complète.

1.3.3 Description de l'instrumentation antérieure

Qu'il s'agisse d'une chirurgie ouverte ou par endoscopie, les manœuvres chirurgicales sur le rachis restent les mêmes. C'est pourquoi celles-ci seront décrites en détails dans le contexte d'une chirurgie antérieure ouverte et, par la suite, quelques spécifications seront apportées quant aux particularités de la chirurgie minimalement invasive. Les étapes chirurgicales décrites dans cette section porteront sur deux types d'instrumentations, soit Frontier de DePuy AcroMed pour les chirurgies antérieures

ouvertes et Cotrel-Dubousset Eclipse de Medtronic Sofamor-Danek pour les chirurgies minimalement invasives.

La chirurgie antérieure ouverte débute par le positionnement du patient en décubitus latéral, la partie convexe de la courbure vers le haut (figure 1.16). La localisation de l'incision est déterminée en fonction des vertèbres thoraciques ou lombaires à instrumenter. Suite à l'incision, une côte est désarticulée puis sectionnée et des écarteurs sont posés afin de créer une ouverture suffisante pour les manœuvres chirurgicales.

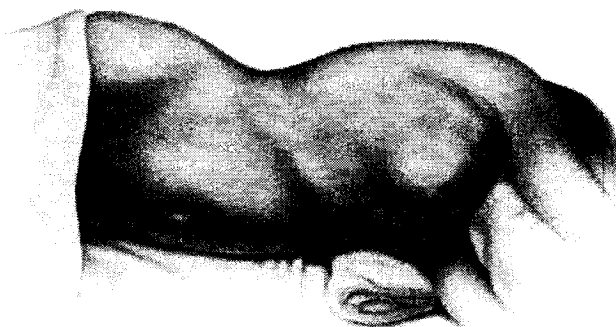


Figure 1.16 Positionnement du patient en décubitus latéral (tirée de la documentation de DePuy AcroMed)

L'étape suivante consiste en l'excision des disques intervertébraux (discoïdectomie) (figure 1.17). Bien que l'objectif soit d'obtenir une excision complète, la réussite de cette manœuvre est évaluée à environ 80% par les orthopédistes qui la pratiquent. Les plateaux vertébraux et les cartilages de croissances sont aussi retirés afin de prévenir le phénomène de viltbrequin et de favoriser la fusion osseuse en créant un saignement au niveau de l'os. Le ligament longitudinal antérieur, quant à lui, est coupé jusqu'à ne plus assurer de fonction structurale.

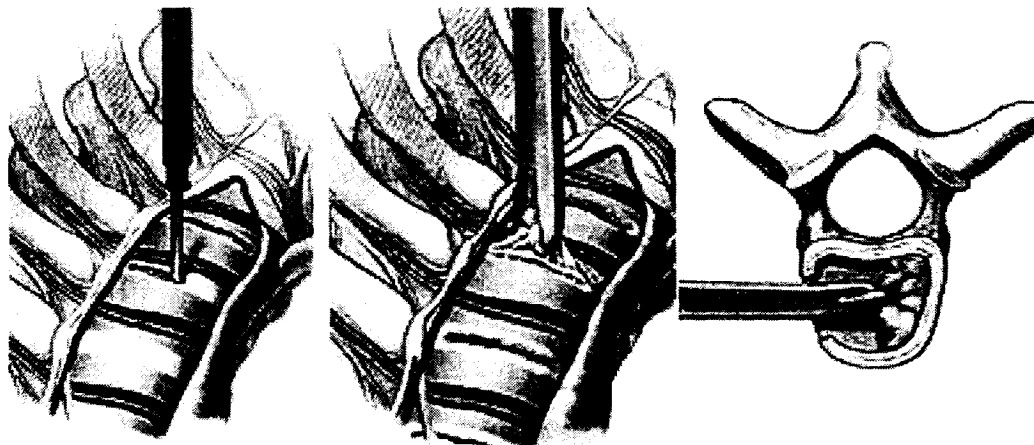


Figure 1.17 Manœuvre de discoïdectomie (tirée de www.spineuniverse.com consulté le 15/08/06)

Les implants sont ensuite insérés dans les corps vertébraux (figure 1.18). La biomécanique de la liaison entre l'implant et la vertèbre dépend de plusieurs facteurs comme la prise bi- ou mono-corticale de la vis, la qualité de l'os, l'angle d'insertion de la vis, le nombre de vis, ainsi que leurs caractéristiques de fabrication.

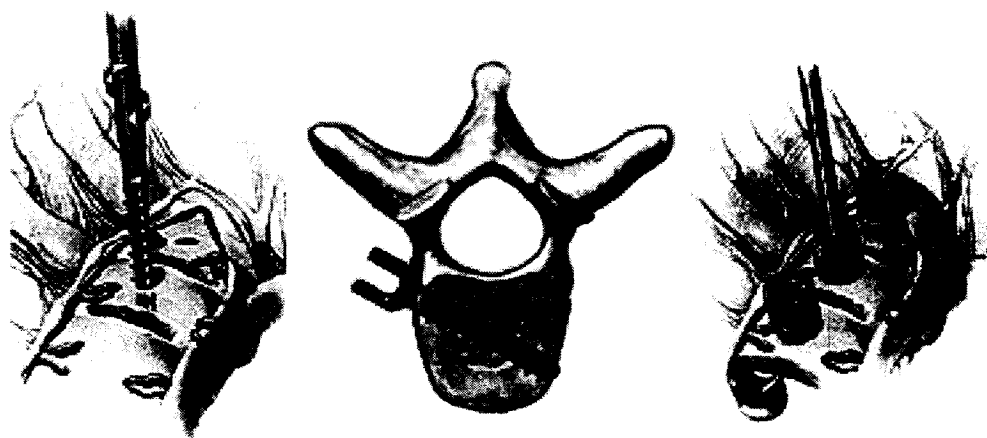


Figure 1.18 Insertion des implants dans les corps vertébraux (tirée de www.spineuniverse.com consulté le 15/08/06)

Les cavités intervertébrales sont ensuite remplies de greffe osseuse provenant de la côte réséquée. Si la quantité de greffe est insuffisante, un peu d'os sera prélevé sur la crête iliaque pour compléter.

Ensuite, vient l'insertion de la tige postérieure, cintrée ou non, du niveau distal au niveau proximal (figure 1.19). Les forces induites par les efforts de rapprochement de la tige sont variables et fonction de la sévérité de la scoliose. Les points critiques se trouvent généralement aux extrémités de l'instrumentation. Il est recommandé d'ajouter un deuxième implant à ces endroits afin de mieux répartir les forces et d'éviter l'arrachement des implants ou les bris de tiges. Dans les régions thoracolombaire et lombaire, il est possible d'effectuer une dérotation de la tige (voir section 1.3.2).

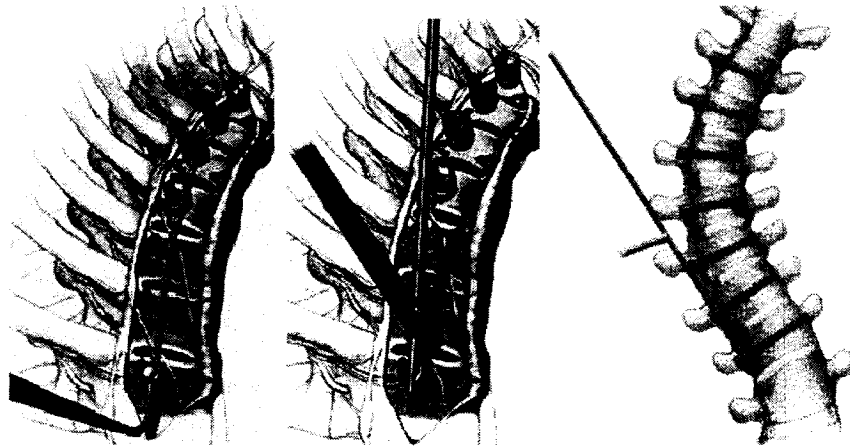


Figure 1.19 Manœuvre d'insertion de la tige (tirée de www.spineuniverse.com consulté le 15/08/06)

Une fois la première tige positionnée, les écrous sont insérés sans être serrés, pour maintenir la tige en place, et la compression entre les vis est effectuée (figure 1.20). Cette étape consiste en l'application de forces de rapprochement sur les implants afin d'obtenir un parallélisme entre les plateaux vertébraux. La compression débute au

niveau distal puis s'effectue sur chaque niveau instrumenté. Elle permet par le fait même de recréer les courbures sagittales.

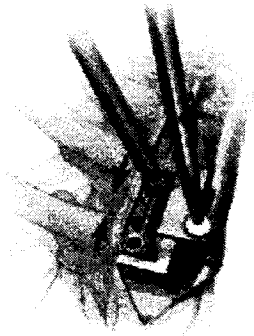


Figure 1.20 Manœuvre de compression entre les niveaux instrumentés (tirée de www.spineuniverse.com consulté le 15/08/06)

Les manœuvres d'instrumentation se terminent par l'insertion et le serrage des écrous de la tige antérieure.

Les chirurgies minimalement invasives ont imposé la création d'un nouveau type d'instrumentation pour répondre aux contraintes reliées aux particularités de ce type de chirurgie. En 1996, le Dr Picetti a mis au point le système Eclipse (CD-Horizon). Seules quelques variations des manœuvres chirurgicales expliquées précédemment sont à noter.

La position du patient sur la table d'opération ne change pas, toutefois seulement quatre à cinq incisions de petites tailles (10 à 15mm) sont pratiquées entre les côtes selon les niveaux thoracique ou lombaire à instrumenter (figure 1.21).

Puisqu'aucune côte n'est enlevée, le greffon est plutôt obtenu par résection de ces dernières qui sont incisées sur deux à trois centimètres en longueur et sur la moitié de leur largeur (figure 1.22).

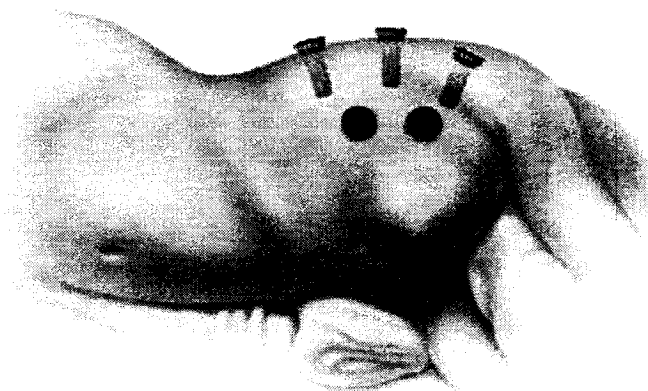


Figure 1.21 Insertion des portals pour la chirurgie minimalement invasive (tirée de la documentation de DePuy Acromed)

Chaque corps vertébral n'accueille qu'une seule vis et aucun cintrage de la tige n'est effectué.

Seules les chirurgies antérieures ouvertes et minimalement invasives seront traitées dans ce projet.

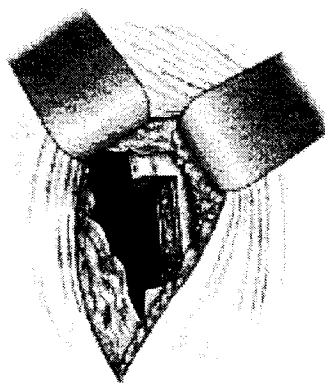


Figure 1.22 Résection des côtes pour l'obtention du greffon (tirée de www.spineuniverse.com consulté le 15/08/06)

1.3.4 Études expérimentales

Afin de mieux comprendre l'effet de certaines manœuvres chirurgicales, comme la discoïdectomie et la fixation des implants sur les vertèbres, une revue de la littérature touchant ces sujets est présentée dans les sections qui suivent.

1.3.4.1 Liaison intervertébrale

De nombreux travaux ont été faits en vue de caractériser les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale (Panjabi et al. 1976, Stokes et al. 1985, Oxland et al. 1992). Par contre, peu d'études font état du comportement de cette liaison après discoïdectomie et après insertion du greffon. Boudreault (1994) a effectué une série de tests qui ont permis de quantifier la contribution du disque seul (DS), des complexes articulaires (CA) et des éléments postérieurs (EP) à la raideur de l'unité fonctionnelle. Les tests ont été faits selon quatre cas de chargements: flexion, extension, inflexion latérale et torsion. Les valeurs de raideur initiales obtenues par Boudreault (1994) sont présentées à la figure 1.23. Selon les résultats obtenus pour l'unité fonctionnelle T7/T8 le disque contribuerait à 100% de la raideur en inflexion latérale, à 80% en flexion, à 90% en extension et à 72% en torsion.

Une fois les implants mis en place, le greffon est introduit dans les espaces intervertébraux pour combler le vide laissé par la discoïdectomie. Cette manœuvre affecte une fois de plus les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale. L'étude de Brodke et al. (2003) a permis de calculer la raideur d'une unité fonctionnelle instrumentée soumise à des sollicitations en inflexion latérale, flexion/extension et

torsion avec et sans greffon. En moyenne la raideur de l'unité fonctionnelle augmentait de 35% en flexion/extension, de 60% en inflexion latérale et de 15% en torsion suite à l'insertion du greffon.

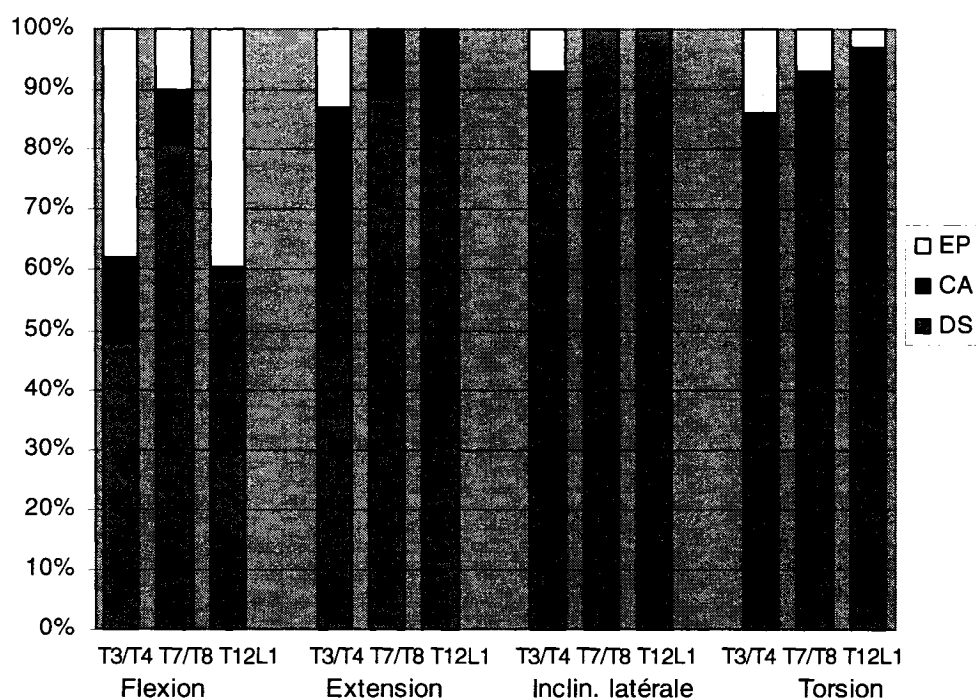


Figure 1.23 Pourcentage de contribution des disques, complexe articulaire et éléments postérieurs à la raideur initiale de l'unité fonctionnelle selon 4 types de sollicitations (Boudreault 1994)

Une autre étude (Rohlmann et al. 2006) avance toutefois que l'importance du greffon serait moindre puisqu'il est inséré dans les dernières étapes de la chirurgie. De plus, une étude pilote leur aurait permis de démontrer que le greffon inséré dans l'espace intervertébral aurait un effet mineur sur le résultat des corrections (angles de Cobb).

1.3.4.2 Liaison implant/vertèbre

Une revue de la littérature a permis de recenser un grand nombre d'études sur le comportement de la liaison implant/vertèbre dans le contexte d'une instrumentation antérieure. Ces études portent sur l'influence de certains facteurs (angle de la vis, point d'insertion dans le corps vertébral, qualité osseuse, caractéristiques de fabrication de l'implant, etc.) sur la rigidité de la liaison implant/vertèbre.

Plusieurs auteurs ont publié des résultats concernant la force maximale atteinte en traction lors de l'extraction d'un implant selon son axe longitudinal. De tous les résultats cités dans le Tableau 1.1, Chapman et al. (1996) sont les seuls à avoir fourni des données sur les forces en fonction des déplacements précédant l'arrachement des implants. Leurs résultats démontrent que la relation force/déplacement est linéaire et ce, jusqu'à l'arrachement de l'implant.

Les forces d'arrachement oblique ont aussi été étudiées par plusieurs auteurs. Les résultats obtenus par Lowe et al. (2002) ont démontré que la position de la vis dans le corps vertébral ainsi que l'ajout d'une agrafe avait une influence sur ces forces. Horton et al. (1996) ont effectué des tests semblables, mais ont obtenu des valeurs plus faibles à l'arrachement. Toutefois, ces derniers ont utilisé des cadavres dont la moyenne d'âge était deux fois plus élevée que celle de Lowe et al. (2002) ce qui expliquerait l'écart..

Bien que les essais de Chapman et al. (1996) aient été faits sur des modèles synthétiques, ces derniers ont démontré que les matériaux choisis englobaient l'étendue des possibilités de densités osseuses retrouvées chez l'humain. Les courbes forces/déplacements obtenues à l'aide du modèle à haute densité étaient semblables à

celles obtenues à l'aide de rachis de jeunes veaux. Il a été démontré que ces derniers avaient une densité osseuse comparable à celle de rachis humains adolescents (Swartz et al. 1991). Shimamoto et al. (2001) ont aussi effectué leur test d'extraction sur des rachis de jeunes veaux et ont obtenu des valeurs de forces à l'extraction proches de celles de Chapman et al. (1996). Il faut toutefois être prudent dans les comparaisons faites avec d'autres études puisque plusieurs paramètres entrent en jeu comme l'effet de la densité osseuse des spécimens utilisés, l'effet des différents paramètres des implants (Chapman et al. 1996, Breeze et al. 1998, Shimamoto et al. 2001) ainsi que les paramètres utilisés lors des tests (vitesse d'application de la force).

Seulement deux études ont été publiées comparant l'effet de la prise monocorticale à celui de la prise bicorticale (Breeze et al. 1996, Lowe et al. 2002). Cependant, aucune donnée n'est disponible concernant la relation force/déplacement précédant l'arrachement de ces implants.

Pour ce qui est de l'influence du diamètre des implants, une seule étude, celle de Zang et al. (2004), a étudié ce phénomène. Leur conclusion est qu'une variation de 0.5 mm (passage de 6 mm à 6.5 mm) du diamètre majeur provoquerait une augmentation de 7,6% positive sur la force d'extraction. De plus, ceux-ci ont affirmé que la variation d'un facteur (ex. : diamètre mineur) n'influencera pas l'effet de l'autre facteur (ex. : diamètre majeur) sur la force d'arrachement. D'autres études (Shimamoto et al. 2001, Chapman et al. 1996) ont utilisé des implants dont les diamètres majeurs variaient, ce qui permet en analysant les résultats de percevoir l'effet possible d'une variation du diamètre.

Tableau 1.1 Expérimentation sur la liaison implant/vertèbre dans le corps vertébral

Auteurs/ Année	Modèles	Paramètres testés	Items importants
Zhang et al. 2004	Modèle par éléments finis Instrumentation; θ : 6.5mm	-Effet du diamètre - Implants en prise bicorticale -Variation du diamètre majeur	L'augmentation du diamètre majeur augmente la force d'arrachement des implants ex : θ : 6mm ~ 440N θ : 6.5mm ~ 530N augmentation de 7.6%
Lowe et al. 2002	10 rachis humains (T6-L4) âge : 17 à 38 ans BMD* : 0.731 à 1.031g/cm ² Instrumentation : Moss-Miami stainless steel θ : 6mm	- Implants en prise mono et bicorticale - Avec et sans agrafes - Position de l'implant dans le corps vertébral Vitesse : 50.8mm/min	Force d'arrachement : axiale mono : 50.8 ± 9.3N bi : 765 ± 93.2N oblique : centrée avec agrafe : 353±28 N -La position des implants dans le corps vertébral influence les forces d'arrachement - Diminution de 93% de bi à monocortical - La vitesse a une influence positive sur les valeurs de forces d'arrachement
Shimamoto et al. 2001	25 rachis de veau (T6-L6) BMD* : 0.879±0.152g/cm ² Instrumentations : 1.ISOLA, θ :6.5mm 2.BWM, θ :7mm 3.TSRH, θ :6.5mm	- Implants en prise bicorticale Vitesse : 1mm/sec	Force d'arrachement : axiale : 1. 701±347N 2. 919±193N 3. 1027±392N

Tableau 1.1 Expérimentation sur la liaison implant/vertèbre dans le corps vertébral (suite)

Auteurs/ Année	Modèles	Test	Items importants																				
Breeze et al. 1998	6 rachis humains âge : 68-79 ans BMD* : mono : $0.308 \pm 0.113 \text{ g/cm}^2$ bi: $0.297 \pm 0.103 \text{ g/cm}^2$ Instrumentation : AO cancellous screw θ : 6,5 mm	- Implants en prise mono et bicorticale Vitesse : 0.5 mm/sec	Force d'arrachement : axiale : mono : $496 \pm 424 \text{ N}$ bi : $616 \pm 55 \text{ N}$ - Prise bicorticale de 26 à 44% plus rigide que mono dépendamment de la densité osseuse																				
Eysel et al. 1998	50 rachis humains âge : 68.3 ans (29-91) BMD* : $0.778 \pm 0.110 \text{ g/cm}^2$ Instrumentation: VDS screw: θ : 6mm	- Implants en prise bicorticale Vitesse : 2mm/sec	Force d'arrachement axiale : bi : 503.7N																				
Lieberman et al. 1998	4 rachis humains (L1 à L4) Instrumentations : 1.Zielke, θ : 5.9mm 2.Kaneda, θ : 6.2mm 3.USS, θ : 5mm	- Implants en prise bicorticale Vitesse : 1 mm/sec	Force d'arrachement axiale : <table border="1"> <thead> <tr> <th></th><th>Zielke</th><th>Kaneda</th><th>USS</th></tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td><td>698</td><td>637</td><td>226</td></tr> <tr> <td>2</td><td>720</td><td>977</td><td>588</td></tr> <tr> <td>3</td><td>825</td><td>751</td><td>438</td></tr> <tr> <td>4</td><td>940</td><td>1142</td><td>629</td></tr> </tbody> </table>		Zielke	Kaneda	USS	1	698	637	226	2	720	977	588	3	825	751	438	4	940	1142	629
	Zielke	Kaneda	USS																				
1	698	637	226																				
2	720	977	588																				
3	825	751	438																				
4	940	1142	629																				
Chapman et al. 1996	rachis synthétiques, de veaux et d'humains âge : synthétique et humain équivalent à adolescent, Instrumentations : Ace medical, Richards Medical, Memphis, Synthes Zimmer	- Implants en prise bicorticale - Effet du diamètre des implants	- La force d'arrachement augmente avec le diamètre et la densité de l'os. - Test d'arrachement sur vis de $\theta=6.5 \text{ mm}$: faible densité : 361N moyenne densité : 877N haute densité : 1106N humain (âgé): 237 N veau (ado): 1059N																				

Tableau 1.1 Expérimentation sur la liaison implant/vertèbre dans le corps vertébral (suite)

Auteurs/ Année	Modèles	Test	Items importants
Horton et al. 1996	5 rachis thoraciques humains âge : 59 à 73 ans Instrumentation : TSRH : θ : 6.5mm	- Implants en prise bicorticale Vitesse : 12.7mm/min	Force d'arrachement axiale : Moy.: 428 \pm 176 N T3-T6 : 390 \pm 136 N T7-T11 : 430 \pm 174 N oblique : 1mm : 107 \pm 37 N 2mm : 138 \pm 49 N
Ogon et al. 1996	60 vertèbres lombaires (rachis humain) âge : ~65.8 ans Instrumentations : 1.Zielke: θ : 6.0mm 2.CDH: θ : 5.5mm	-Implants en prise bicorticale	Force d'arrachement : axiale : 1-578 \pm 224N 2-564 \pm 206N oblique : 1- 472 \pm 98N

*BMD : Bone Mineral Density (g/cm²)

1.4 Modèles biomécaniques du rachis

Lorsqu'un patient requiert un traitement chirurgical, l'orthopédiste doit trouver la meilleure stratégie opératoire possible pour corriger la déformation. Celle-ci, comme mentionné précédemment, dépend de plusieurs facteurs. Il n'existe toutefois aucune indication sur la stratégie «optimale» à adopter. Les décisions prises par l'orthopédiste dépendent donc de son savoir et de son expérience. Dans ce contexte, la modélisation biomécanique peut être un outil utile pour aider à mieux comprendre la biomécanique de la correction et à fournir un guide pour la planification chirurgicale. Plusieurs modèles analytiques par éléments finis ou multi-corps flexibles ont été développés et utilisés pour

simuler la correction chirurgicale de la scoliose. Les sections qui suivent présentent une revue des modèles développés à ce jour.

L'expérimentation est certainement la méthode la plus directe pour obtenir des informations sur le comportement de la colonne vertébrale. Cependant, cette méthode est souvent coûteuse et complexe. L'utilisation d'un modèle permet toutefois de simuler le comportement du rachis selon différentes situations et d'obtenir de l'information qui n'est pas accessible lors d'expérimentation, comme la distribution des contraintes à l'intérieur d'un segment vertébral (Lavaste et al. 1992) par exemple. Afin de mieux comprendre le comportement de la colonne vertébrale, plusieurs chercheurs ont eu recours à des modèles biomécaniques. La modélisation biomécanique est un outil extrêmement intéressant pour l'étude de système anatomique comme le rachis et permet l'application de principes d'ingénierie à l'étude de problèmes physiologiques.

1.4.1 Approche par éléments finis

L'approche par éléments finis est une méthode particulièrement efficace pour des structures aussi complexes que le rachis. Les solides y sont définis par un ensemble de nœuds qui sont reliés entre eux pour former des éléments auxquels sont attribués des propriétés mécaniques. Lors de simulations, une méthode itérative est utilisée pour converger vers un équilibre du système. La plupart des modèles de simulation de l'instrumentation utilisent cette méthode car elle permet le calcul des contraintes et des déformations internes des éléments.

Ghista et al. (1988) ont proposé un modèle par éléments finis bidimensionnel. Les vertèbres y sont représentées par des éléments poutres linéaires. La modélisation de la liaison intervertébrale est basée sur la théorie des poutres de Timoshenko. Les nœuds situés au centre des corps vertébraux de vertèbres adjacentes servent de points d'ancrage. Les conditions aux limites imposées au modèle bloquent les 2 degrés de liberté en translation au niveau du sacrum et la translation latérale à la vertèbre supérieure. Les propriétés mécaniques sont personnalisées au patient grâce à des tests en traction. Les chirurgies de 10 patients ont été simulées et les résultats ont ensuite été comparés aux données per- et post-opératoires. Une instrumentation spécifiquement créée pour leur besoin leur a permis de comparer les forces de correction ainsi que la géométrie prédite par leur modèle à celle obtenue durant la chirurgie. Un indice d'erreur a été calculé à partir de l'aire sous la courbe rachidienne simulée et de celle mesurée sur les radiographies post-opératoires. Un indice d'erreur inférieur à 10% dans les 10 cas simulés leur a permis de conclure qu'un modèle comme le leur pouvait prédire les forces de correction optimales ainsi que la géométrie post-opératoire. Ils reconnaissent cependant que la modélisation bidimensionnelle est une limite importante de leur modèle, mais suggèrent que la technique chirurgicale utilisée agit principalement dans le plan frontal pour justifier leur approche.

En 1994, Gardner-Morse et Stokes ont présenté un modèle par éléments finis servant à la simulation de l'instrumentation du rachis avec le système Cotrel-Dubousset. Le modèle comporte sept vertèbres reliées entre elles par des poutres décentrées de 30 mm du centre des corps vertébraux (Gardner-Morse et Stokes 1994). Sa géométrie est

personnalisée à partir des reconstructions pré-opératoires du rachis de l'unique patient ayant servi à cette étude. Les conditions aux limites appliquées permettent la rotation en flexion/ extension aux vertèbres limites et la translation verticale à la vertèbre limite supérieure. Trois étapes chirurgicales ont été reproduites soient : 1-l'attachement de la tige cintrée aux crochets fixés sur le rachis, 2-la dérotation de la tige de 90 degrés, 3-le serrage final des crochets sur la tige. La tige a été modélisée par des éléments poutres mis bout à bout et s'est déformée de 15%. Les résultats ont démontré une hypercyphose et une diminution de l'angle de Cobb d'environ 50%, ce qui est en accord avec les études de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (Cundy et al. 1990, Ecker et al. 1988). De manière générale, les résultats obtenus montrent une meilleure adéquation dans le plan frontal que dans le plan sagittal et les résultats pour la rotation de la vertèbre apicale sont insatisfaisants.

Le Borgne et al. (1998) ont eux aussi simulé les manœuvres d'instrumentation Cotrel-Dubousset à l'aide du modèle par éléments finis développé par Aubin et al. (1995). Le modèle correspond à la géométrie reconstruite du patient scoliotique analysé. Les propriétés mécaniques ont aussi été personnalisées à partir de tests en inflexion latérale. Trois étapes de la chirurgie ont été modélisées : 1-la traction sur la table d'opération, 2-l'insertion de la tige dans les crochets, 3- la rotation de la tige. Les résultats obtenus sur un seul patient ont tout de même démontré la possibilité de simuler les manœuvres chirurgicales avec ce modèle. L'auteur a toutefois noté des problèmes de convergence dus à des discontinuités de propriétés mécaniques. L'implantation d'un tel

modèle en clinique ne pouvait toutefois pas être possible à ce stade puisque le temps de reconstruction et de calcul lors des simulations était trop long.

Lafage et al. (2002) ont repris le modèle de Le Borgne (1998) afin de simuler les manœuvres d'instrumentation de Cotrel-Dubousset. La position de T1 et du bassin, mesurée sur les radiographies, est utilisée comme condition aux limites. La simulation des manœuvres est faite en six étapes : 1-traction sur la table d'opération, 2-placement des crochets et cintrage de la tige, 3-insertion de la première tige, 4-dérotation de la première tige, 5- insertion de la 2^e tige, 6-retrait des conditions aux limites pour le retour à la position debout. Les résultats de cette étude démontrent la possibilité de simuler le comportement mécanique du rachis d'un patient donné. De plus, la similitude entre les simulations et les données post-opératoires démontrent la possibilité d'utiliser ce modèle afin de prédire quantitativement et qualitativement les corrections obtenues suite à une chirurgie.

Le développement de modèles analytiques par éléments finis s'est révélé efficace pour la modélisation des manœuvres chirurgicales ainsi que pour la prédiction des corrections. Cependant, la méthode des éléments finis présente certains problèmes de convergence reliés aux différences de rigidité entre les diverses composantes et aux grands déplacements impliqués lors des manœuvres chirurgicales (Poulin et al.1998b). Le temps de calcul peut aussi être très long (se calcul en terme d'heures), ce qui rend cette méthode difficile d'implantation dans un milieu clinique.

1.4.2 Approche par multi-corps flexibles

L'approche par multi-corps flexibles présente une alternative à la méthode des éléments finis, puisqu'elle ne comporte pas les problèmes de ces derniers. Les solides y sont définis par des corps rigides (indéformables) qui sont reliés entre eux par des liaisons flexibles définissant le comportement du système. Les contraintes de mouvements entre les corps rigides sont alors déterminées par des équations dynamiques du mouvement et par des équations algébriques (Aubin et al. 2003).

Patwardan et al. (1982) ont été les premiers à utiliser la méthode des multi-corps flexibles pour la modélisation de la colonne vertébrale. Les vertèbres sont des corps rigides alors que les liaisons intervertébrales sont modélisées par des joints permettant les rotations dans les trois plans. La position du joint intervertébral est déterminée par un processus itératif et ses propriétés sont tirées de la littérature.

Poulin (1998a) a créé un modèle biomécanique pour l'instrumentation du rachis. Le modèle a été utilisé pour simuler une chirurgie avec le système d'instrumentation Cotrel-Dubousset. Les vertèbres y sont représentées par des corps rigides et leur position dans l'espace est déterminée grâce aux données pré-opératoires du patient. L'ensemble des structures intervertébrales (disques, ligaments, facettes articulaires) est modélisé par un élément flexible, dans ce cas-ci une poutre à déformation élastique (Timoshenko), inspirée de Gardner-Morse et al. (1990) et dont la particularité est de prendre en compte le cisaillement. En se fiant sur une étude de Gardner-Morse et Stokes (1994), l'élément intervertébral a aussi été décentré de 30 mm vers l'arrière par rapport au centroïde des vertèbres. Les conditions aux limites ne permettent que la rotation dans le plan sagittal

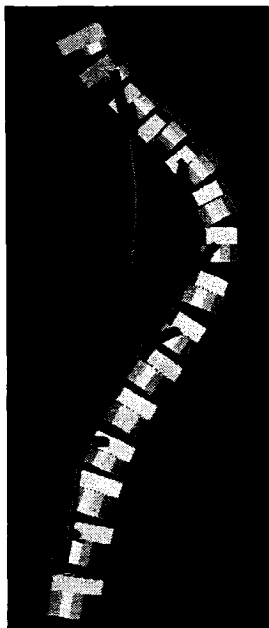


Figure 1.24
Modèle multi-
corps de Poulin
(1998)

en L5. Afin de permettre l'allongement du rachis, T1 est contraint dans le plan transverse et est libre en rotation dans le plan sagittal. Les vis sont modélisées par des corps rigides et sont fixées aux vertèbres par des liaisons fixes qui empêchent tout mouvement relatif. Les crochets sont aussi modélisés par des corps rigides mais sont fixés aux vertèbres par des liaisons sphériques ne permettant que les rotations. La tige est modélisée par un seul corps rigide. Les manœuvres chirurgicales ont été reproduites en deux étapes : 1-déplacement et accrochage des implants sur la

première tige, 2-rotation de la première tige. Les résultats obtenus présentent une meilleure adéquation dans le plan frontal que dans le

plan sagittal. Cependant, l'adéquation entre les simulations et les données post-opératoires permet à l'auteur de constater la faisabilité de la modélisation des chirurgies d'instrumentation du rachis à l'aide d'un modèle par multi-corps flexibles.

Depuis, plusieurs nouveaux développements ont contribué à l'amélioration du modèle de Poulin (1998a). Petit (2002) a utilisé l'approche multi-corps flexibles pour modéliser des chirurgies d'instrumentation Colorado II (Medtronic Sofamor-Danek). Les vertèbres sont représentées par des corps rigides et les éléments intervertébraux par des joints sphériques et des ressorts en torsion. La géométrie ainsi que les propriétés mécaniques sont personnalisées au patient. Trois étapes de modélisation sont reproduites : 1- attachement de la tige aux implants, 2- rotation de la tige, 3- serrage des écrous. Les chirurgies de sept patients ont été simulées. La flexibilité segmentaire du

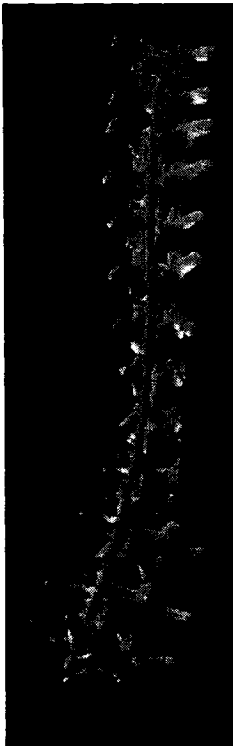


Figure 1.25
Modèle multi-
corps de Petit
(2002)

rachis influence d'environ 50% le comportement du rachis lors de la simulation du test en inflexion latérale. Les résultats dans les plans frontal et sagittal ainsi que pour le plan de déformation maximale ne présentent aucune différence significative par rapport aux données post-opératoires.

Verniest (2003) a repris le modèle de Poulin (1998a) afin de simuler des chirurgies d'instrumentation du rachis avec le système Colorado. Les propriétés mécaniques sont tirées de la littérature. L'angle et la position des vertèbres dans l'espace sont obtenus grâce aux points de reconstruction. Les mêmes conditions aux limites que Poulin (1998a) ont été conservées. La particularité de ce modèle est qu'il intègre les connaissances acquises auprès d'un chirurgien afin d'obtenir une simulation des manœuvres chirurgicales (discretisées en 46 étapes) le plus près de la réalité que possible. Les résultats démontrent que le projet présente plusieurs limites, certains points restent encore à améliorer comme la liaison implant-vertèbre, la séquence de positionnement des tiges et la représentation vertébrale.

Stirbu (2004) a élaboré un modèle multi-corps flexibles de chirurgie utilisant l'instrumentation Cotrel-Dubousset. La géométrie du modèle est personnalisée à l'aide de radiographies de patients, tandis que les propriétés mécaniques sont des valeurs moyennes tirées de la littérature. Les vertèbres ainsi que les implants sont modélisés par des corps rigides tandis que les tiges sont des corps flexibles avec déformation élastique. Les manœuvres de serrage des deux tiges ainsi que la dérotation de la première tige sont

reproduites. Les résultats dans les plans frontal et sagittal ont moins de 6 degrés de différence avec les résultats de la chirurgie. Une étude de sensibilité a permis de constater que l'utilisation de différentes conditions aux limites avaient une influence sur les résultats des simulations. La discoïdectomie accompagnant certaines chirurgies postérieures a aussi été modélisée. Des pertes de corrections ont été observées et le seul avantage noté est la diminution du couple de rotation de la tige. L'auteur en conclut que « la modélisation de manière très simplifiée de la discoïdectomie » n'a pas eu d'effet sur les résultats obtenus et que, par conséquent, la modélisation de la discoïdectomie n'est pas nécessaire.

Seuls des travaux de plus petite envergure se sont attardés à la modélisation de chirurgies antérieures. Roth (2003) a développé une première modélisation et a simulé une chirurgie antérieure arbitraire sur un patient qui n'avait pas subi de chirurgie antérieure. La liaison intervertébrale est reprise des travaux de Poulin (1998a). Pour simuler la discoïdectomie, ses propriétés sont modifiées d'après les résultats de Boudreault (1994). Les implants ont été positionnés au centre des corps vertébraux. La seule étape modélisée est l'insertion d'une tige non cintrée. Les résultats démontrent que la modélisation de la manœuvre de discoïdectomie influence les résultats de façon significative et que cela contribue à l'obtention de résultats plus près de la réalité. L'auteur suggère qu'un positionnement plus précis des implants ainsi que la modélisation de l'étape de la compression segmentaire contribuerait à l'amélioration du modèle. Cependant, les résultats de cette étude n'ont pu être validés puisqu'il n'existait pas de données post-opératoires auxquelles ils auraient pu être comparés.

Le Bonhomme (2003) a modélisé une chirurgie antérieure minimalement invasive d'un patient opéré par le Dr Sucato du Scottish Rite Hospital au Texas. Les propriétés de la liaison intervertébrale ont été tirées des travaux de Roth (2003). Les conditions aux limites retirent tout degré de liberté à la vertèbre L5 alors que la vertèbre T1 est contrainte dans le plan transverse afin de permettre l'allongement du rachis et est libre de tout mouvement de rotation. Les manœuvres chirurgicales simulées sont l'insertion des implants, la pose de la tige non cintrée ainsi que la compression segmentaire. Les résultats présentent une bonne adéquation avec les données post-opératoires dans les plans frontal et sagittal. Toutefois, les résultats sont moins satisfaisants en ce qui a trait à la rotation axiale de la vertèbre apicale. L'auteur explique cela par le fait que les implants ne sont pas positionnés avec les mêmes angles que lors de la chirurgie, ce qui influence grandement cet indice.

Luce (2004) a travaillé à l'amélioration de la liaison intervertébrale des modèles multi-corps flexibles. Une matrice de raideur de dimension 6 représente le comportement de cette liaison. Les coefficients de cette matrice ont la particularité d'être indépendants les uns des autres. Les valeurs ont été adaptées des travaux de Panjabi et al. (1976) et de Gardner-Morse et al. (1990).

Contrairement aux éléments finis, la méthode des multi-corps flexibles ne permet toutefois pas l'évaluation des contraintes dans les différentes structures. Ces forces déterminent les contraintes et les déformations imposées aux tissus lors des manœuvres. Toutefois, il s'avère être un outil très efficace dans la prédiction des résultats géométriques et des forces de réaction d'une chirurgie.

CHAPITRE 2 . MATÉRIEL ET MÉTHODE

Ce chapitre contient l'essentiel de l'information nécessaire à la réalisation de ce projet. Les objectifs, les hypothèses de travail, et les étapes de modélisation et de validation du modèle y sont détaillés.

2.1 Résumé de la problématique et objectifs

La revue des connaissances a permis de recenser les études faisant état de modèles mis au point pour la simulation de chirurgies d'instrumentation de rachis scoliotiques. La plupart de ces études ont démontré qu'il était possible, à l'aide de modèles éléments finis ou multi-corps flexibles, de prédire les résultats d'une chirurgie. Dans le cadre de ce projet, le modèle multi-corps flexibles a été utilisé afin de simuler uniquement des chirurgies antérieures. Ce choix s'explique par le fait que les modèles existants ont déjà démontré des résultats probants pour la simulation de chirurgies postérieures. Toutefois, peu de travaux ont été faits pour simuler les mécanismes de la chirurgie antérieure.

Les objectifs spécifiques de ce projet sont donc :

- Développer un modèle biomécanique pour la simulation 3D de chirurgies antérieures du rachis scoliotique;
- Prédire les résultats d'une chirurgie d'instrumentation du rachis scoliotique;

- Utiliser le modèle afin de recommander des configurations d'instrumentation « optimales ».

L'approche globale pour réaliser les différents objectifs de ce projet est schématisée à la figure 2.1. Les étapes décrites sont employées pour simuler a posteriori des chirurgies réelles dans le but de valider le modèle. La modélisation est divisée en trois étapes, lesquelles font chacune l'objet d'une section de ce chapitre : 1-modélisation du rachis, 2-modélisation du système d'instrumentation et 3-modélisation des étapes de la chirurgie. Pour chaque nouveau patient, les étapes 1 et 2 permettent d'acquérir les données géométriques ayant trait au rachis et à l'instrumentation utilisée. Celles-ci sont ensuite utilisées pour générer le modèle personnalisé du rachis du patient, des implants et des tiges. La troisième étape consiste en la modélisation des manœuvres chirurgicales par la simulation des mécanismes d'assemblage, par l'application de contraintes de déplacement et génération de liens cinétiques entre les éléments du modèle. La validation peut ensuite être effectuée par comparaison des résultats obtenus suite aux simulations aux données post-opératoires de la chirurgie réelle. La section 2.5 est consacrée à l'explication des différentes méthodes de validation employées afin de déterminer la précision du modèle utilisé.

Pour la modélisation du rachis et la simulation de chirurgie, le logiciel MSC.ADAMS 2003 (MSC.Software Corporation, Santa Ana CA, USA) a été utilisé.

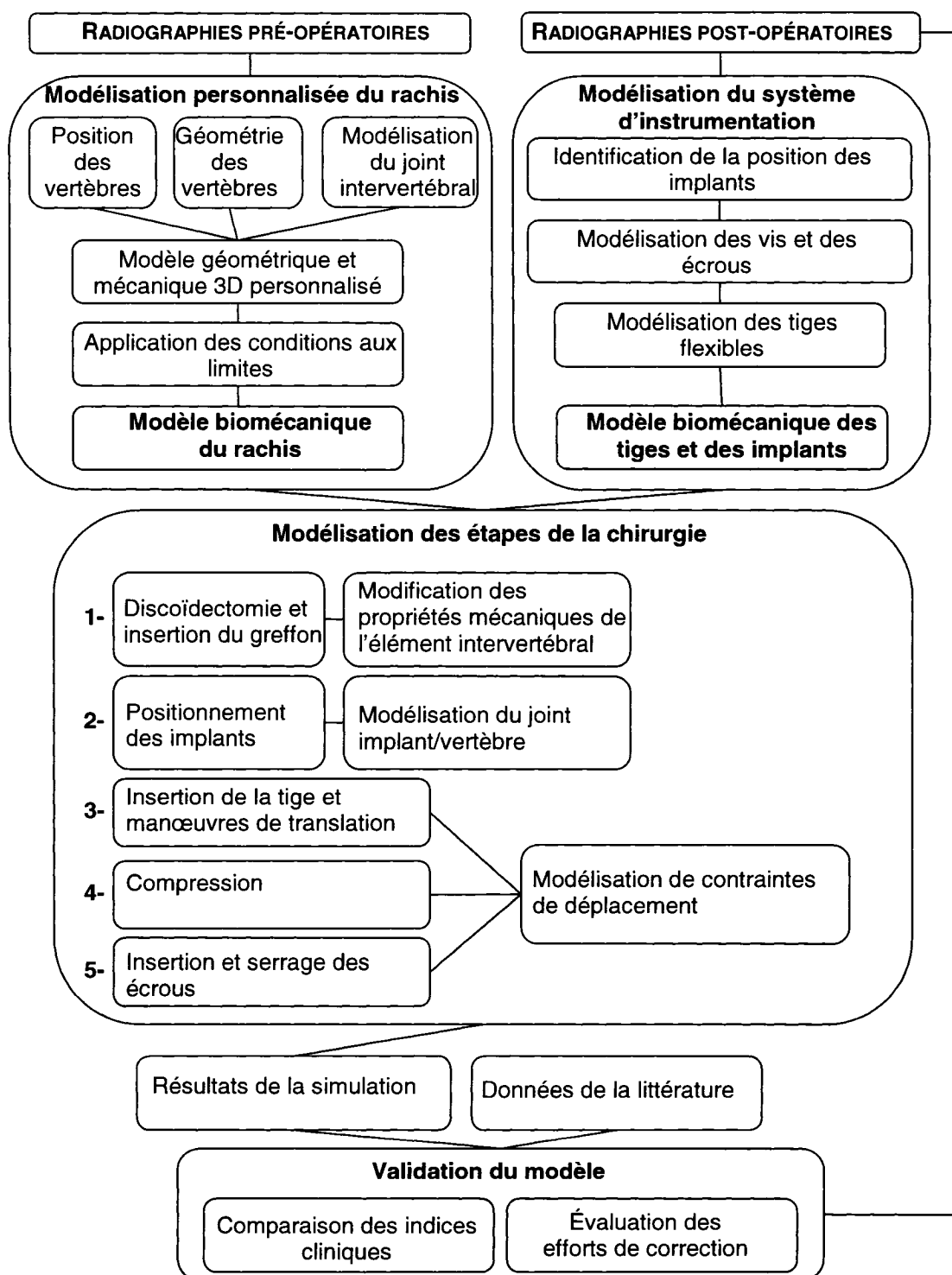


Figure 2.1 Approche globale de développement et de validation du modèle

2.2 Modélisation du rachis

Le modèle biomécanique de base de la colonne vertébrale a été développé par Poulin et al. (1998b). Ce modèle comprend les segments thoracique et lombaire de la colonne vertébrale (de T1 à L5) où chaque vertèbre est représentée par un corps rigide (indéformable). L'orientation et la position de chaque vertèbre sont obtenues à l'aide d'une méthode de reconstruction 3D multi-vues (Delorme et al. 2003). Un minimum de deux radiographies sont nécessaires pour la reconstruction 3D : une postéro-antérieure (PA) et une latérale (LAT) (figure 2.2b). Durant la prise de ces dernières, le patient revêt une veste contenant des billes métalliques radio-opaques pour le calibrage (figure 2.2a).

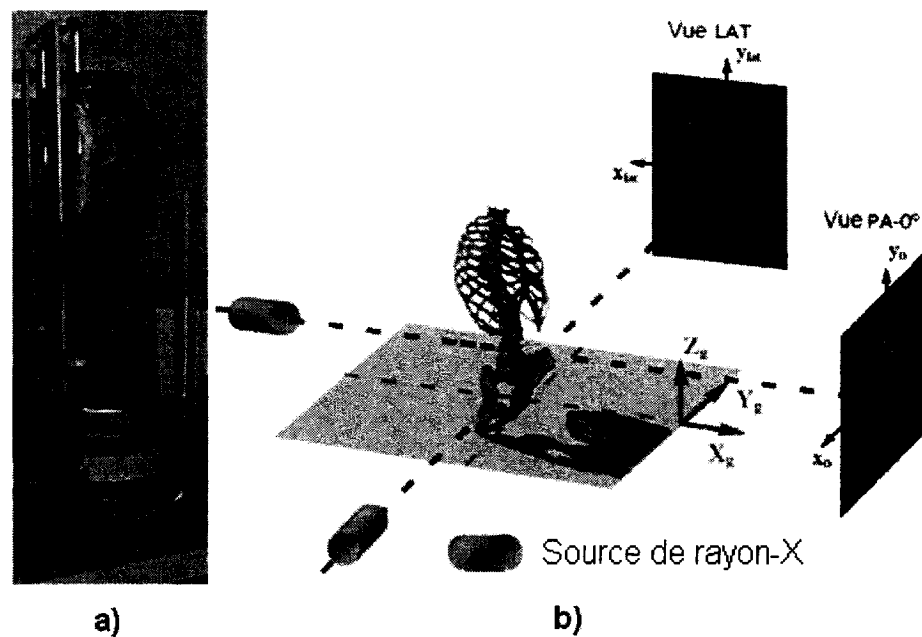


Figure 2.2 (a) Patient portant la veste de calibrage dans l'appareil de positionnement pour la prise de radiographies (b) Disposition de l'appareil de rayon-X lors de la prise des radiographies frontale et latérale. (adaptée de Delorme et al. 2003)

Les radiographies sont ensuite envoyées vers un logiciel spécialement conçu pour la numérisation, (Spine 3D) (obtention de coordonnées (x,y,z)). La figure 2.4 présente les étapes pour l'obtention des coordonnées 3D. La position relative de billes non-colinéaires de la veste de calibration permet, en premier lieu, la définition d'un système de coordonnées global et d'une matrice de transformation permettant la reconstruction 3D des repères anatomiques à partir de leurs coordonnées 2D (figure 2.4.a). De 5 à 8 points sont ensuite identifiés sur la courbe spinale (courbe passant par le centre du rachis) reliant le plateau vertébral supérieur de la vertèbre T1 au plateau vertébral inférieur de la vertèbre L4 (figure 2.4b). Ensuite, un algorithme estime le long de cette spline, le positionnement, par moyenne statistique, des 6 repères anatomiques de base (figure 2.3) sur chacune des vertèbres dans les vues frontale et latérale (figure 2.4c et d).

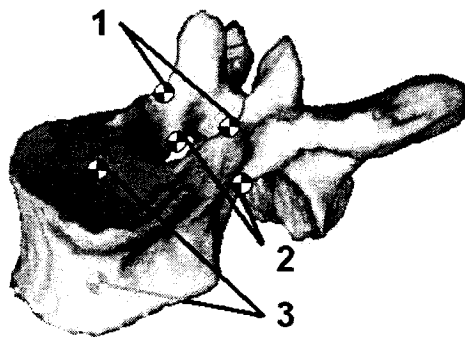


Figure 2.3 Six repères anatomiques identifiés sur chaque vertèbre (1) limite supérieure des pédicules droit et gauche (2) limite inférieure des pédicules droit et gauche (3) centre des plateaux vertébraux (adaptée de Delorme et al. 2003)

L'identification de ces repères est semi-automatique, c'est-à-dire que le technicien doit intervenir pour valider leur position et pour assurer la concordance entre les 2 vues. Les

coordonnées 3D des repères anatomiques identifiés à partir des images 2D sont ensuite obtenues grâce à une adaptation de la méthode DLT (Direct Linear Transformation) décrite par Aubin et al. (1998).

La représentation géométrique détaillée de chaque vertèbre est ensuite obtenue par krigeage dual (Trochu 1993, Aubin et al. 1995, Delorme et al. 2003). Une géométrie détaillée de vertèbres saines est déformée pour correspondre aux points de repères anatomiques numérisés sur les radiographies du patient. Cette étape génère 20 repères anatomiques par vertèbres comprenant, entre autres, les extrémités des corps vertébraux ainsi que les apophyses transverses et épineuse (figure 2.4E). Le technicien intervient à nouveau, pour ajuster et valider le positionnement de tous ces points qui serviront ensuite à générer un modèle géométrique détaillé (figure 2.4F). La précision de ce dernier est de $3,3 \pm 3,8$ mm (Delorme et al. 2003).

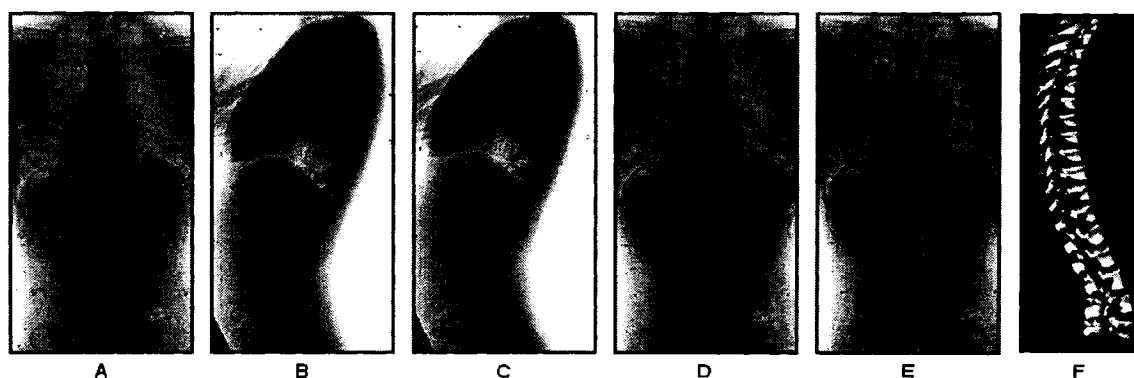


Figure 2.4 Étapes de numérisation : (a) identification des billes de calibrage, (b) tracé de la courbe spinale, (c-d) positionnement de 6 repères anatomiques de base, e) projection de 20 points définissant la géométrie des vertèbres, f) reconstruction géométrique du rachis personnalisé dans ADAMS (Sylvestre 2006)

Le modèle de la colonne est complété par les structures intervertébrales (disque et ligaments) qui sont modélisées par un seul élément flexible. Selon la nomenclature ADAMS, cet élément est appelé liaison « field », et qui peut être schématisé par un ressort généralisé à 6 dimensions. Mathématiquement, ce dernier se traduit par une matrice de raideur 6*6, permettant d'établir des relations linéaires ou non entre les déplacements (rotation, translation) et les forces de réactions et les moments pour les 6 degrés de liberté (figure 2.5). La matrice de raideur de base utilisée est issue des travaux de Luce (2004) et ne tient compte que des relations linéaires. Elle s'écrit :

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & K_{14} & K_{15} & K_{16} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} & K_{25} & K_{26} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} & K_{35} & K_{36} \\ K_{41} & K_{42} & K_{43} & K_{44} & K_{45} & K_{46} \\ K_{51} & K_{52} & K_{53} & K_{54} & K_{55} & K_{56} \\ K_{61} & K_{62} & K_{63} & K_{64} & K_{65} & K_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ a - a_0 \\ b - b_0 \\ c - c_0 \end{bmatrix}$$

Figure 2.5 Matrice de raideur de la liaison intervertébrale (tirée de la documentation de MSC Software ADAMS)

où x_0 , y_0 et z_0 correspondent aux positions initiales des vertèbres, a_0 , b_0 et c_0 aux rotations initiales et les K_{ij} sont les coefficients de raideur. Bien que le comportement de la liaison intervertébrale ne soit pas linéaire, les travaux antérieurs (Stirbu 2004, Luce 2004, Vazquez 2005) ont démontré que cette approximation permettait tout de même d'obtenir des résultats de simulation représentatifs du comportement réel de cette liaison.

Les propriétés de la liaison intervertébrale ont été établies en utilisant des approximations linéaires à partir de données expérimentales *in-vitro* tirées de la littérature (Panjabi et al. 1976). Les valeurs obtenues ont été insérées dans la matrice de raideur comme présenté à la figure 2.6.

$$K = \begin{bmatrix} 100 & 0 & 50 & 0 & -1640 & 0 \\ 0 & 110 & 0 & 150 & 0 & 580 \\ 50 & 0 & 780 & 0 & -760 & 0 \\ 0 & 150 & 0 & 148000 & 0 & -8040 \\ -1640 & 0 & -760 & 0 & 152000 & 0 \\ 0 & 580 & 0 & -8040 & 0 & 153000 \end{bmatrix}$$

Figure 2.6 Matrice de raideur décrivant les propriétés de la liaison intervertébrale

Celle-ci comprend les mouvements principaux sur la diagonale ainsi que les mouvements couplés distribués ailleurs dans la matrice pour donner une matrice symétrique. Cette matrice sera par la suite modifiée afin de représenter les changements d'états, dus à la discoïdectomie et à l'insertion du greffon, survenant lors de la chirurgie.

Le modèle étant complet, il faut maintenant le fixer dans l'espace. Les conditions aux limites imposées au modèle représentent le comportement du patient sous anesthésie, allongé sur la table d'opération. À la vertèbre L5, l'objectif est de représenter au mieux les mouvements fonctionnels entre le rachis et le bassin qui est fixe. Un élément « field » a, ici aussi, été utilisé pour représenter cette liaison. À la vertèbre supérieure (T1), les conditions aux limites imposées représentent l'appui de la tête du patient sur la table d'opération. Les mouvements permis sont la translation selon l'axe reliant le centre des corps vertébraux des vertèbres limites T1 et L5 d'après leur position

sur les radiographies, et les rotations autour des trois axes. Ces conditions aux limites ont été sélectionnées d'après une étude de sensibilité décrite à la section 2.5.3.1.

2.3 Modélisation du système d'instrumentation

Dans la revue de littérature, deux systèmes d'instrumentation distincts ont été mentionnés, soit Frontier de DePuy AcroMed et Eclipse de Medtronic Sofamor Danek. Dans les deux cas, l'instrumentation antérieure modélisée se compose de vis mono-axiales (figure 2.7a), d'écrous et de tiges. Toutefois l'instrumentation Frontier (DePuy AcroMed) possède une petite particularité puisqu'elle inclut des agrafes stabilisatrices (figure 2.7b, c).

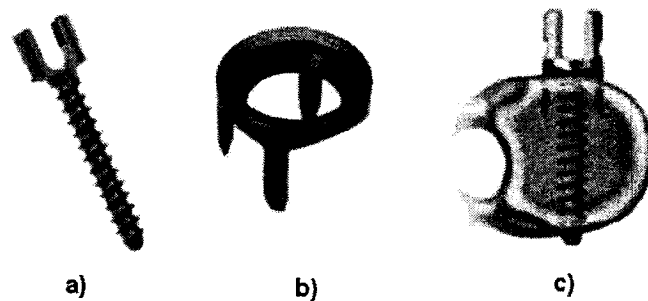


Figure 2.7 Instrumentation Frontier (a) vis (b) agrafe (c) insertion de la vis et de l'agrafe dans la vertèbre (tirée de la documentation de DePuy AcroMed)

Celles-ci servent de guide et permettent une fixation plus rigide entre la vis et la vertèbre, diminuant ainsi les risques d'arrachement des implants. Toutefois, elles n'ont pas été modélisées car nous posons l'hypothèse qu'elles n'affectent pas la correction obtenue.

Une analyse fonctionnelle détaillée du système d'instrumentation Eclipse a été réalisée afin d'identifier les surfaces fonctionnelles et de déterminer les degrés de liberté entre les différentes composantes. Ces informations ont permis la modélisation des liaisons entre les composantes du système d'instrumentation ainsi que des contraintes de déplacement retrouvées lors de la simulation des étapes de la chirurgie. Ces mêmes informations ont été utilisées pour le système Frontier.

La modélisation du système d'instrumentation débute par l'identification, sur les radiographies post-opératoires, du nombre d'implants ainsi que leur position dans les corps vertébraux. Les implants sont ensuite modélisés par des corps rigides en spécifiant leur diamètre ainsi que leur longueur. Deux méthodes de positionnement des implants ont été testées. La première se fait de façon automatique. La position des implants est numérisée sur les radiographies post-opératoires de la même façon que pour les vertèbres (section 2.2), ce qui permet l'obtention de leurs coordonnées dans le repère post-opératoire. Par des matrices de transformation, la position des implants dans le repère pré-opératoire est trouvée. La méthode est très rapide, mais suppose que la géométrie pré-opératoire et post-opératoire des vertèbres est identique, ce qui est rarement le cas, et introduit des erreurs. La deuxième méthode consiste à identifier visuellement la position des implants dans les corps vertébraux à partir des 2 radiographies post-opératoires. Les vis sont insérées manuellement, le plus précisément possible, dans les corps vertébraux en utilisant l'interface graphique du logiciel ADAMS. Comme nous croyons que la position de l'implant a une influence sur les résultats de simulations, nous avons choisi la deuxième méthode qui est plus juste que la

première. Une étude de sensibilité a été faite afin de vérifier si une variation de position d'un implant avait réellement un impact sur les résultats de la simulation (section 2.5.3.2).

La tige se compose d'éléments linéiques indéformables qui servent de support pour la modélisation du joint avec les implants et d'éléments flexibles pour simuler son comportement déformable (figure 2.8).

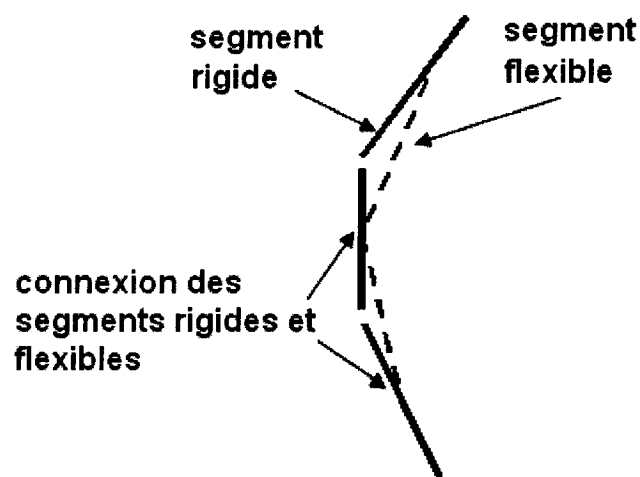


Figure 2.8 Représentation schématique de la tige déformable

Elle ne peut subir que des déformations élastiques linéaires et ses propriétés correspondent aux valeurs de l'acier M30NW pour l'instrumentation Eclipse et à celles du titane pour l'instrumentation Frontier. Les éléments linéiques sont des corps rigides d'aspect cylindrique avec un diamètre de 4,5 mm pour la tige en acier et de 4,75 mm pour la tige en titane. Le détail des propriétés de chaque tige est présenté au tableau 2.1.

La tige utilisée pour les simulations est droite. En réalité, il peut arriver toutefois que le chirurgien la déforme avant de l'insérer, mais cette information n'était pas

disponible pour les cas simulés. Nous avons donc testé l'influence de cette approximation par une étude de sensibilité (section 2.5.3.3).

Tableau 2.1 Propriétés mécaniques des éléments déformables pour la modélisation des tiges

Instrumentation	Matériau	ϕ (mm)	E (MPa)	G (MPa)
Frontier (DePuy Acromed)	Titane	4,75	110	37,6
Eclipse (Medtronic Sofamor Danek)	Acier	4,5	197	75,7

La modélisation du système d'instrumentation se termine par celle des écrous, qui sont modélisés par des corps rigides. Lors de leur insertion dans le modèle, un joint fixe est créé entre ceux-ci et les implants. L'étape du serrage des écrous n'influence pas cette liaison mais plutôt celle entre la tige et l'implant où le joint cylindrique est alors remplacé par une liaison fixe.

2.4 Simulation des manœuvres d'instrumentation

La simulation des manœuvres d'instrumentations se traduit dans le modèle par l'introduction de contraintes de mouvement entre les différentes composantes du système d'instrumentation et, dans certains cas, par la modification des propriétés mécaniques. La section qui suit décrit comment chaque étape de la chirurgie a été modélisée.

Les manœuvres chirurgicales décrites au chapitre 1 ont été divisées en 7 étapes qui sont les suivantes :

- 1- Discoïdectomie et insertion du greffon;
- 2- Pose des implants dans les corps vertébraux;
- 3- Insertion de la première tige et serrage partiel des écrous;
- 4- Compression;
- 5- Serrage complet des écrous de la première tige;
- 6- Insertion de la deuxième tige;
- 7- Serrage complet des écrous de la deuxième tige.

2.4.1 Discoïdectomie et insertion du greffon

La première étape de la chirurgie consiste à retirer les disques intervertébraux. Les propriétés mécaniques du rachis sont alors considérablement modifiées. Dans le modèle, ce changement d'état se traduit par la modification des coefficients de la matrice de raideur initiale (figure 2.6). Ces modifications ont été basées sur les résultats obtenus par Boudreault (1994), dans lesquels, la contribution du disque seul, selon des sollicitations en flexion, extension, inflexion latérale et torsion a été calculée.

Boudreault (1994) a obtenu des résultats pour les segments T3/T4, T7/T8 et T12/L1. En première approximation, seuls les résultats obtenus pour les segments T7/T8 ont été utilisés car les propriétés de la matrice initiale issue des travaux de Luce (2004) (figure 2.6) ont été calculées pour le segment thoracique et sont les même pour toutes les liaisons intervertébrales. Ainsi, le disque contribuerait à 100% de la raideur en inflexion

latérale, à 80% en flexion, à 90% en extension et à 72% en torsion. Cependant, lors de la discoïdectomie, les chirurgiens évaluent qu'en moyenne 80% du disque est retiré. Les pourcentages précédents ont donc été recalculés en fonction de cette proportion.

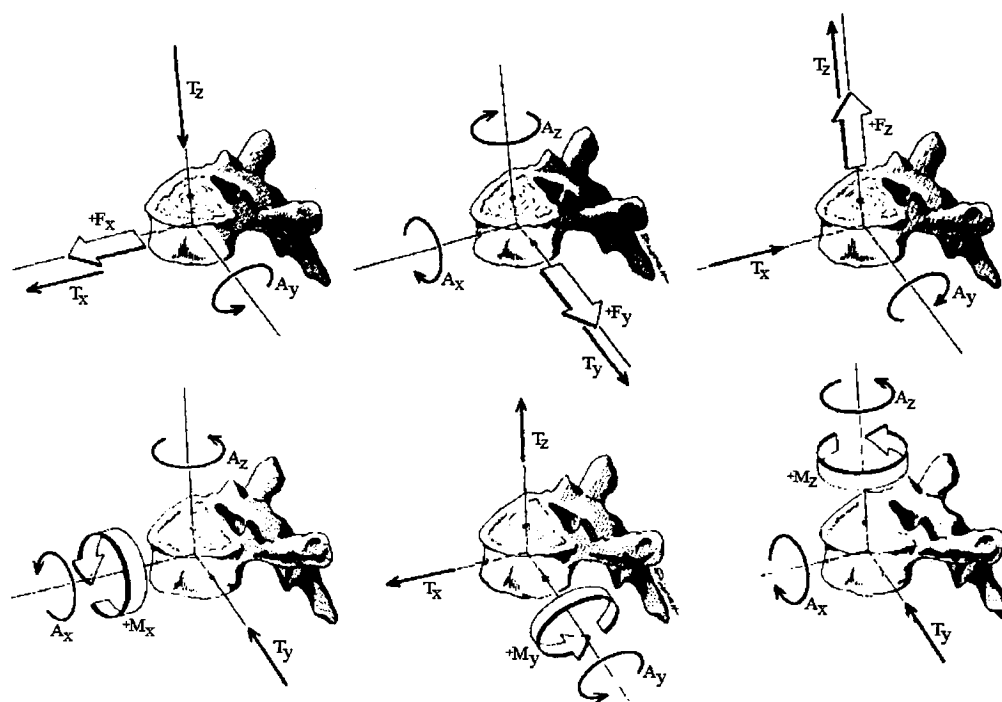


Figure 2.9 Mouvements principaux et de couplages suite à l'application de forces et de moments selon les axes x, y et z (adaptée de Panjabi et al. 1976)

Les lois de comportement de l'unité fonctionnelle ont été tracées à partir de mesures de translation et de rotation de la vertèbre supérieure d'une unité fonctionnelle d'un rachis cadavérique, sur laquelle des forces et des moments étaient appliqués (Panjabi et al. 1976). Les mouvements résultant de l'application d'une force ou d'un moment sont présentés à la figure 2.9. Les coefficients de chaque ligne de la matrice de

raideur (figure 2.10) sont ainsi associés soit au mouvement principal (sur la diagonale) soit à un couplage. De plus, à l'échelle de la colonne vertébrale ces mouvements peuvent être associés à de la flexion (f), de l'extension (e), de l'inflexion latérale (i) ou de la torsion (t). Les mouvements associés à chaque coefficient sont indiqués entre parenthèses à la figure 2.10.

$$K = \begin{bmatrix} K_{11}(f) & 0 & K_{13}(e) & 0 & K_{15}(e) & 0 \\ 0 & K_{22}(i) & 0 & K_{24}(i) & 0 & K_{26}(t) \\ K_{31}(f) & 0 & K_{33}(e) & 0 & K_{35}(e) & 0 \\ 0 & K_{42}(i) & 0 & K_{44}(i) & 0 & K_{46}(t) \\ K_{51}(f) & 0 & K_{53}(e) & 0 & K_{55}(e) & 0 \\ 0 & K_{62}(i) & 0 & K_{64}(i) & 0 & K_{66}(t) \end{bmatrix}$$

Figure 2.10 Matrice de raideur dont les coefficients non nuls sont associés à une sollicitation en flexion (f), extension (e), inflexion latérale (i) ou torsion (t)

Les coefficients de la matrice de raideur sont donc modifiés d'après la sollicitation à laquelle ils se rapportent. Comme la matrice doit rester symétrique (dans ADAMS, si la matrice n'est pas définie positive, il peut arriver qu'elle retire de l'énergie au système; une matrice symétrique est automatiquement positive), certaines valeurs n'ont pu être affectées de la réduction associée à leur sollicitation (ex. K_{26} et K_{62}). Dans ces cas, le pourcentage le plus élevé fut appliqué. La figure 2.11 présente le schéma d'application des réductions des propriétés mécaniques.

$$k = \begin{bmatrix} K_{11} - 0.65K_{11} & 0 & K_{13} - 0.75K_{13} & 0 & K_{15} - 0.75K_{15} & 0 \\ 0 & K_{22} - 0.8K_{22} & 0 & K_{24} - 0.8K_{24} & 0 & K_{26} - 0.8K_{26} \\ K_{31} - 0.75K_{31} & 0 & K_{33} - 0.75K_{33} & 0 & K_{35} - 0.75K_{35} & 0 \\ 0 & K_{42} - 0.8K_{42} & 0 & K_{44} - 0.8K_{44} & 0 & K_{46} - 0.8K_{46} \\ K_{51} - 0.75K_{51} & 0 & K_{53} - 0.75K_{53} & 0 & K_{55} - 0.75K_{55} & 0 \\ 0 & K_{62} - 0.8K_{62} & 0 & K_{64} - 0.8K_{64} & 0 & K_{66} - 0.6K_{66} \end{bmatrix}$$

Figure 2.11 Réduction en pourcentage de chacun des coefficients de la matrice de raideur pour représenter le retrait des disques intervertébraux

Les valeurs obtenues suite à ces modifications correspondent aux propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale sans le disque et sont présentées à la figure 2.12 (où les forces sont en N, les longueurs en mm et les angles en radian). Bien que la raideur soit différente selon le niveau vertébral, les mêmes réductions ont été appliquées à tous les niveaux vertébraux, car, à la base, la matrice de raideur utilisée est la même pour tous les niveaux vertébraux.

$$K = \begin{bmatrix} 35 & 0 & 12 & 0 & -410 & 0 \\ 0 & 22 & 0 & 30 & 0 & 116 \\ 12 & 0 & 195 & 0 & -190 & 0 \\ 0 & 30 & 0 & 29600 & 0 & -1608 \\ -410 & 0 & -190 & 0 & 38000 & 0 \\ 0 & 116 & 0 & -1608 & 0 & 61200 \end{bmatrix}$$

Figure 2.12 Matrice de raideur présentant les propriétés de la liaison intervertébrale après la discoïdectomie

Une fois les disques retirés, le greffon est introduit dans les espaces intervertébraux pour combler le vide laissé par la discoïdectomie. Cette manœuvre

affecte, une fois de plus, les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale. L'étude de Brodke et al. (2003) (section 1.3.4.1) a permis de calculer la raideur d'une unité fonctionnelle instrumentée soumise à des sollicitations en inflexion latérale, flexion/extension et torsion avec et sans greffon. En moyenne, la raideur de l'unité fonctionnelle augmentait de 34% en flexion/extension, de 63% en inflexion latérale et de 17% en torsion suite à l'insertion du greffon. Ces pourcentages, ajoutés à ceux de Boudreault (1994), ont permis de calculer de nouvelles valeurs de raideur présentées à la figure 2.13 (où les forces sont en N, les longueurs en mm et les angles en radian). Cette matrice contient donc les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale lorsqu'une discoïdectomie a été effectuée, suivie de l'insertion de greffon.

$$K = \begin{bmatrix} 41 & 0 & 15 & 0 & -512 & 0 \\ 0 & 33 & 0 & 45 & 0 & 174 \\ 15 & 0 & 244 & 0 & -237 & 0 \\ 0 & 45 & 0 & 44400 & 0 & -2412 \\ -512 & 0 & -237 & 0 & 47500 & 0 \\ 0 & 174 & 0 & -2412 & 0 & 69768 \end{bmatrix}$$

Figure 2.13 Matrice de raideur présentant les propriétés de la liaison vertébrale avec le greffon

D'après un banc d'essais de Luc Cloutier (2003), l'hypothèse selon laquelle la raideur de la liaison intervertébrale avec le greffon devait rester inférieure à la raideur de la liaison avec un disque intact a été émise. Cette hypothèse est vérifiée, puisque aucun coefficient de la figure 2.13 n'est supérieur à son homologue de la figure 2.6.

2.4.2 Insertion des implants

Une fois les disques retirés, l'étape suivante est l'insertion des implants. Une liaison entre la vis et la vertèbre est alors créée afin de simuler le comportement de la vis dans le corps vertébral, tel que décrit dans l'analyse fonctionnelle réalisée (ANNEXE A). Cette liaison est modélisée par un joint « field ». En réalité, la fixation de l'implant dans l'os est affectée par plusieurs facteurs dont la prise mono- ou bicorticale, les paramètres de l'implant comme son diamètre, la densité osseuse etc. Toutefois, les données concernant la densité osseuse des patients opérés n'étant pas disponibles, seuls les deux autres facteurs énumérés ont été pris en compte.

La revue de littérature a permis de recenser un grand nombre d'études sur le complexe implant/vertèbre dans le contexte d'une instrumentation antérieure. Différentes valeurs correspondant à des diamètres d'implants différents ou à une prise différente de l'implant dans l'os (mono- ou bicorticale) ont été calculées (annexe B.2.3) grâce à ces études, puis testées dans le cadre des simulations d'un banc d'essais créé par Luc Cloutier (2003). Les résultats ont été concluants et ont permis le calcul des valeurs à utiliser dans le cadre de simulations de chirurgies réelles, sachant que tous les implants avaient un diamètre entre 4,5 et 4,75mm et une prise bicorticale. Les coefficients utilisés pour représenter ces propriétés sont présentés à la figure 2.14 (où les forces sont en N, les longueurs en mm et les angles en radian).

$$K = \begin{bmatrix} 1000 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1000 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 420 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 70000 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 70000 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1000 \end{bmatrix}$$

Figure 2.14 Coefficients de la matrice de raideur implant/vertèbre

2.4.3 Attachement de la tige

Suite à l'insertion des implants, vient la manœuvre d'attachement de la tige. Celle-ci est attachée successivement à chaque implant débutant à la vertèbre inférieure instrumentée. Des contraintes de mouvements en translation sont créées entre l'implant et le segment rigide de la tige le plus rapproché de ce dernier. Ces contraintes approchent et forcent la tige à s'aligner avec sa surface d'appui située dans la tête de l'implant (voir l'analyse fonctionnelle à l'annexe AANNEXE A). Un joint cylindrique, permettant la translation et la rotation de l'implant autour de l'axe de la tige, est alors créé. Cependant, au premier implant attaché, une contrainte est créée pour empêcher la translation de l'implant le long de l'axe de la tige afin de maintenir la tige en place à cet endroit. L'attachement se fait de la même façon pour tous les autres implants. Une fois tous les implants attachés, le rôle mécanique de l'écrou est modélisé par un lien fixe avec l'implant, empêchant ainsi la translation de la tige sur l'axe longitudinal de l'implant.

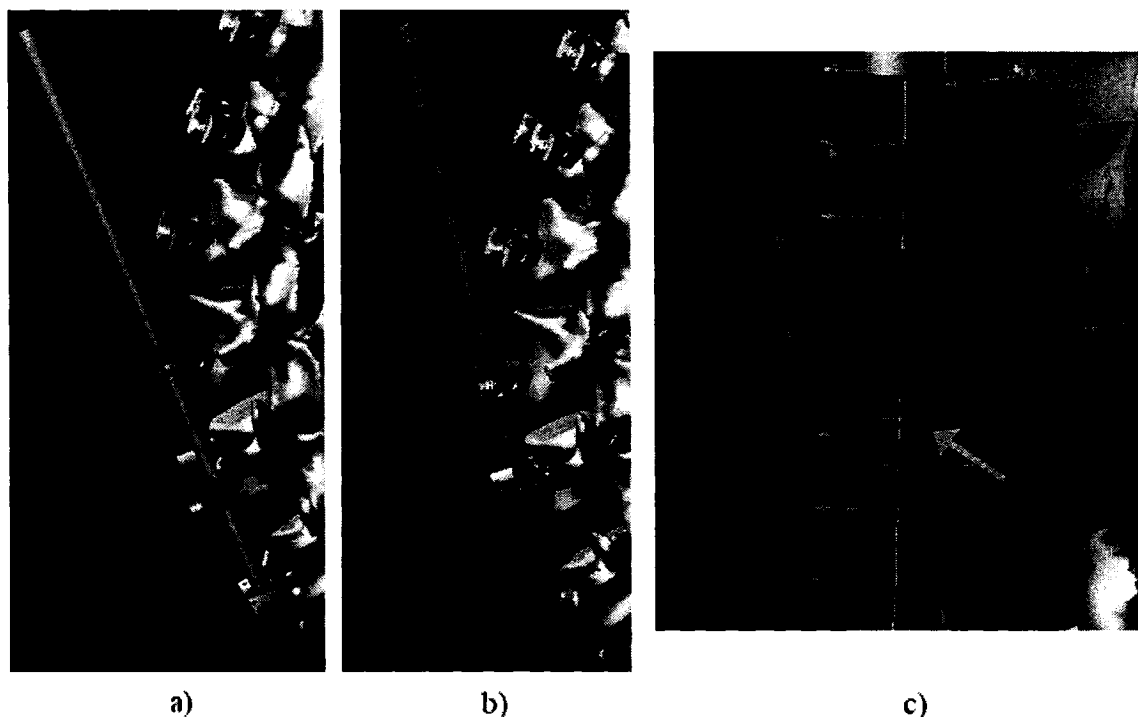


Figure 2.15 a-b) Attachement de la tige dans les implants c) Joint cylindrique créé entre la tige et l'implant

2.4.4 Compression

La dernière étape est la compression. Pour ce faire, un déplacement (en mm) est imposé afin de rapprocher la tête des implants. Les forces sont ajustées graduellement en fonction du déplacement par l'entremise d'équations différentielles. Une fois la compression appliquée entre 2 niveaux, les écrous sont serrés pour empêcher tout mouvement. Ce rôle mécanique des écrous est modélisé par un lien fixe entre la tige et l'implant qui vient remplacer la liaison cylindrique. Ces étapes se répètent jusqu'à ce que tous les niveaux aient été compressés. Pour établir la distance de compression, la méthode essais-erreurs est utilisée. D'abord, l'observation des radiographies post-opératoires permet d'analyser l'angle entre les plateaux des corps vertébraux adjacents. La comparaison avec les résultats de simulations, suivant l'insertion de la première tige,

permet une approximation de l'amplitude de compression nécessaire pour arriver à une similitude avec les radiographies post-opératoires. Des essais avec différentes valeurs de compression sont effectués jusqu'à ce que, visuellement, l'angle, entre les plateaux vertébraux, soit semblable à ce qui est observé sur les radiographies post-opératoires.



Figure 2.16 Application de forces sur des implants adjacents pour simuler l'étape de compression

2.5 Validation du modèle

La validation du modèle a été faite en plusieurs étapes. D'abord, le modèle a été utilisé pour simuler un banc d'essais, ce qui a permis de tester les valeurs choisies comme propriétés mécaniques pour les liaisons intervertébrales et implant/vertèbre. Ensuite, des cas de chirurgies réelles ont été simulés et comparés aux données post-opératoires. Puis, différentes études de sensibilité ont été faites afin de déterminer l'impact des simplifications et des hypothèses utilisées lors de la modélisation.

2.5.1 Comparaison avec des résultats expérimentaux de caractérisation

Un banc d'essais expérimental créé par Cloutier (2003) a d'abord été simulé grâce à un modèle numérique (détails de modélisation à l'Annexe A). Avec le banc d'essais, la raideur de rachis synthétiques instrumentés antérieurement avait été testée en inflexion latérale, torsion, flexion et extension. L'étude se faisait sur des rachis comprenant 6 ou 8 unités fonctionnelles. Seuls les tests faits sur les rachis comprenant 6 unités fonctionnelles ont été simulés. Cette reproduction numérique du banc d'essais a permis de vérifier si les propriétés sélectionnées pour les liaisons intervertébrales et implant/vertèbre permettaient d'obtenir des résultats similaires à ceux obtenus lors des essais réels. Les détails des paramètres de simulations sont donnés en Annexe B.

2.5.2 Comparaison avec des données de patients opérés par chirurgie

La validité du modèle a été testée à partir de simulations de cas réels dont les résultats des simulations ont pu être comparés aux données post-opératoires. Dix cas de patients scoliotiques instrumentés par abord antérieur ont été simulés. Les 7 premiers (P1 à P7) sont des patients du Dr Rivard, opérés au CHU Ste-Justine, avec l'instrumentation Frontier (DePuy AcroMed). Ces patients avaient tous une courbure thoracolombaire et ont été opérés par chirurgie antérieure ouverte. Comme les chirurgies d'instrumentation minimalement invasive ne sont pas encore pratiquées au Québec, une collaboration s'est établie avec le Dr Sucato du Scottish Rite Hospital au Texas. Ce dernier a fourni quelques cas instrumentés avec le système Eclipse (Medtronic Sofamor Danek), qui ont été ajoutés à l'étude (P8-P10). Ces patients avaient tous une courbure au

niveau thoracique et ont été opérés par endoscopie. Pour les 10 cas, aucune intervention n'impliquait une approche complémentaire postérieure. De plus, toutes les tiges utilisées étaient droites (non-cintrées). Le tableau 2.2 présente les données cliniques de tous les patients utilisés dans cette étude.

La comparaison entre les résultats des simulations et les données post-opératoires a été faite à l'aide des indices cliniques suivants :

- angle de Cobb analytique dans les plans frontal et sagittal;
- rotation axiale de la vertèbre apicale;
- orientation du plan de déformation maximale.

Les courbes rachidiennes ont aussi été utilisées pour la validation du modèle. Celles-ci ont été calculées dans le repère spinal permettant la visualisation des résultats sur l'ensemble de la colonne et dans un repère régional défini d'après la zone instrumentée. La distance moyenne entre la position des vertèbres obtenues suite aux simulations et leur position réelle a été calculée par la méthode de la distance euclidienne.

Toutes ces mesures ont été réalisées sur le modèle à chacune des étapes de simulation, soit, après l'attachement de la première tige, après la compression et après l'attachement de la 2^e tige. Il est à noter que les indices cliniques ont été calculés sur les vertèbres de la zone instrumentée seulement, car, les forces de gravité n'étant pas représentées dans ce modèle, le comportement du rachis hors de cette zone n'est pas encore bien modélisé.

Tableau 2.2 Données cliniques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie

Patient	Âge (ans)	Taille (cm)	Sexe	Type de scoliose	Vertèbres instrumentées	Cobb pré-op** (deg)		Cobb post-op** (deg)	
						PA	LAT	PA	LAT
P1	16	162	F	Thoraco- lombaire G	T10-L2	24	9	3	11
P2	16	155	F	Thoracique D	T10-L3	50	23	12	9
P3	16	165	F	Thoraco- lombaire G	T9-L2	30	5	2	1
P4	15	171	F	Thoraco- lombaire G	T10-L3	48	10	3	16
P5	14	164	F	Thoraco- lombaire G	T10-L3	42	6	10	4
P6	15	149	F	Thoraco- lombaire G	T10-L3	47	8	10	2
P7	15	161	M	Thoraco- lombaire G	T10-L3	54	7	15	1
P8	15	-	F	Thoracique D* lombaire G	T5-T11	53	44	15	19
P9	12	-	F	Thoracique D* lombaire G	T7-T12	62	16	9	8
P10	12	-	F	Thoracique D* lombaire G	T5-T11	81	15	20	18

* courbure instrumentée

** Contraint sur la zone instrumentée

- non disponible

Les forces générées dans le modèle au niveau de la liaison implant/vertèbre ont aussi été calculées afin de s'assurer que celles-ci ne dépassaient pas la force d'arrachement des implants. D'après les études présentées au tableau 1.1, et les calculs effectués à l'Annexe B, des forces axiales supérieures à 900N indiquent des risques élevés

d'arrachement pour l'implant. Pour les forces verticales et antéro-postérieures, la limite est de 400N sans agrafe et de 500N avec agrafe.

2.5.3 Études de sensibilité des paramètres de modélisation

La simulation des étapes de la chirurgie ainsi que la modélisation du rachis comportent plusieurs simplifications. Afin de déterminer l'impact de celles-ci sur les résultats des simulations, certains paramètres de modélisation ont fait l'objet d'études de sensibilité.

2.5.3.1 Conditions aux limites

La revue de littérature a permis de recenser les différentes conditions aux limites utilisées depuis le premier modèle multi-corps flexibles créé par Poulin (1998a). Trois conditions appliquées à la vertèbre limite inférieure ont été relevées et deux à la vertèbre limite supérieure. Afin de déterminer quelles conditions convenaient le mieux, toutes les combinaisons possible ont été testées soit six au total, sur les patients 2 et 6.

Dans tous les modèles, la vertèbre supérieure était contrainte dans le plan transverse en translation selon un axe reliant le centre des corps vertébraux des vertèbres limites T1 et L5 (modélisée par un joint « Inline » d'après la nomenclature ADAMS). Cette liaison permet de simuler la possibilité d'allongement du rachis selon la position du patient sur la table d'opération lorsque la tête est en appui. À celle-ci pouvait s'ajouter une contrainte empêchant la rotation axiale (RotB) de T1, ce qui signifierait que, lorsque la tête est en appui sur la table d'opération, la vertèbre T1 ne peut plus

tourner autour de son axe vertical. À la vertèbre inférieure (L5), trois possibilités de contraintes ont été identifiées. Le joint fixe, qui élimine tout degré de liberté, suppose une liaison dans laquelle aucun mouvement n'est permis entre le bassin, fixé à la table d'opération, et la vertèbre L5. Le joint de cardan permet la libre rotation dans le plan sagittal et frontal (joint de type « Hooke » dans la nomenclature ADAMS). Contrairement au joint précédent celui-ci modélise une liaison dans laquelle la vertèbre L5 pourrait subir une rotation par rapport au bassin en éliminant toutefois la torsion. La troisième possibilité est un joint de type « field » qui contrôle, à l'aide d'une matrice de raideur, les déplacements en fonctions des forces et des moments appliqués. Ainsi tous les mouvements de L5, par rapport au bassin, seraient permis, mais limités, cette fois par des valeurs de raideur du disque intervertébral situé entre L5 et S1 tirées de la littérature. Le tableau 2.3 présente les combinaisons testées ainsi que les degrés de liberté disponibles selon les conditions aux limites appliquées.

Tableau 2.3 Combinaisons de conditions aux limites testées

	Vertèbre supérieure		Vertèbre inférieure			Degrés de liberté	
	Linéique	RotB	Fixe	Cardan	Field	vertèbre sup.	vertèbre inf.
1	X				X	4	6
2	X	X			X	3	6
3	X		X			4	0
4	X	X	X			3	0
5	X			X		4	2
6	X	X		X		3	2

Afin de déterminer les conditions aux limites adéquates, le positionnement des vertèbres selon le repère spinal (section 1.1.2) ainsi que les angles de Cobb dans les

plans frontal et sagittal obtenus suite aux simulations, ont été comparés aux données post-opératoires.

2.5.3.2 Positionnement des implants

La position ainsi que l'orientation des implants dans le modèle sont obtenues par analyse des radiographies post-opératoires. Comme des erreurs peuvent facilement se glisser, une étude de sensibilité a été faite afin de déterminer l'impact d'un positionnement ou d'une orientation différente de l'implant sur le résultat des simulations.

Cette étude de sensibilité a été menée sur le patient 3 uniquement. Le positionnement des implants a été modifié de 1mm horizontalement ou verticalement lors des 4 premiers essais. Pour changer l'orientation des implants la position de l'extrémité des vis a été déplacée de 1mm verticalement ou horizontalement pour les essais 1 à 4. La combinaison des modifications d'orientation et de positionnement des implants a été sélectionnée à partir du plan d'expérience ci-dessous. Les essais ont été répétés, mais cette fois, les déplacements imposés ont été de 2mm.

Tableau 2.4 Plan d'expérience pour les tests de positionnement d'implants

Essai	Orientation	Position
1	verticale	verticale
2	verticale	horizontale
3	horizontale	verticale
4	horizontale	horizontale

Les résultats ont été comparés aux simulations initiales selon les critères présentés à la section 2.5.2.

2.5.3.3 Forme de la tige

Une étude de sensibilité a été menée afin d'évaluer l'influence qu'aurait eu le cintrage des tiges sur les résultats des simulations. Les patients P1 et P3 ont été choisis pour cette étude, car leurs radiographies post-opératoires démontraient une certaine déformation des tiges. Toutefois, aucune information n'était disponible, à savoir si ces déformations avaient été introduites par le chirurgien ou non. Les formes des tiges ont été obtenues par numérisation et sont présentées à la figure 2.17.

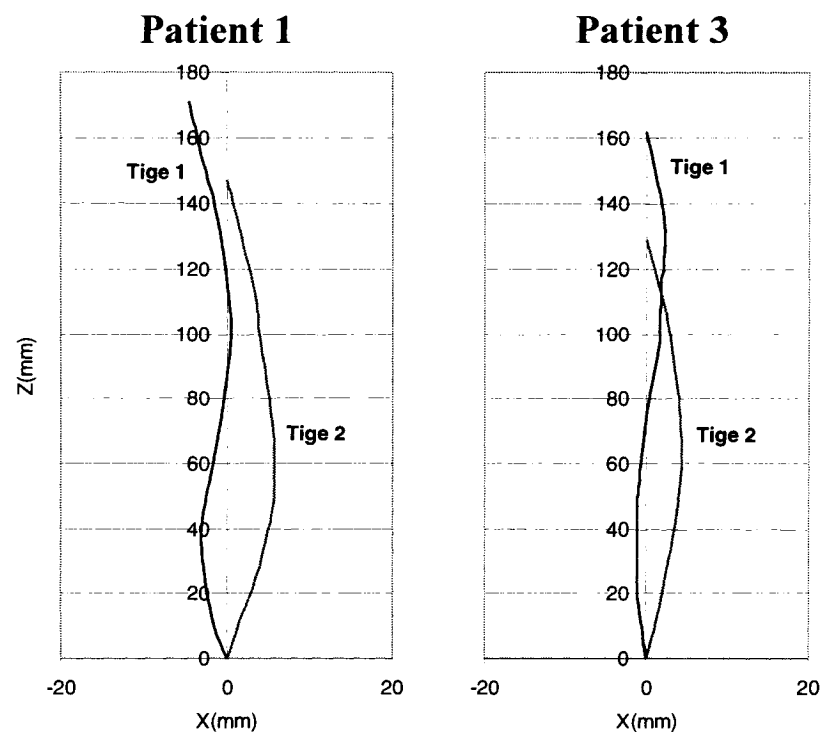


Figure 2.17 Formes modifiées des tiges 1 et 2 pour les patients 1 et 3

Comme dans toutes les études de sensibilité précédentes, les résultats des simulations ont été comparés aux simulations originales selon les critères présentés à la section 2.5.2.

2.5.3.4 Propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale

Les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale ont été modifiées pour simuler les manœuvres de discoïdectomie et d'insertion du greffon. Les modifications apportées aux propriétés ont été basées sur des études dont les détails ont été donnés dans la revue de littérature (section 1.3.4.1). Toutefois, afin de déterminer la justesse des valeurs choisies, i.e. l'intervalle à l'intérieur duquel elles auraient pu varier sans affecter les résultats de façon significative, une étude de sensibilité devait être faite.

Des tests avec 3 matrices de raideur différentes ont été effectués. Le premier avec la matrice qui représente une liaison intervertébrale intacte (sans discoïdectomie) (figure 2.18a). Le deuxième avec des propriétés correspondant aux valeurs de raideur initiales trouvées par Boudreault (1994) (figure 2.18b), et le dernier avec des propriétés moyennes entre celles utilisées dans les simulations et les propriétés utilisées au deuxième test (figure 2.18c).

Les tests ont été effectués sur les patients 2 et 9 et les résultats des simulations ont été comparés aux simulations initiales selon les critères présentés à la section 2.5.2.

$$K = \begin{bmatrix} 100 & 0 & 50 & 0 & -1640 & 0 \\ 0 & 110 & 0 & 150 & 0 & 580 \\ 50 & 0 & 780 & 0 & -760 & 0 \\ 0 & 150 & 0 & 148000 & 0 & -8040 \\ -1640 & 0 & -760 & 0 & 152000 & 0 \\ 0 & 580 & 0 & -8040 & 0 & 153000 \end{bmatrix}$$

a)

$$K = \begin{bmatrix} 67 & 0 & 40 & 0 & -1318 & 0 \\ 0 & 72 & 0 & 98 & 0 & 425 \\ 40 & 0 & 627 & 0 & -611 & 0 \\ 0 & 98 & 0 & 96496 & 0 & -5897 \\ -1318 & 0 & -611 & 0 & 122208 & 0 \\ 0 & 425 & 0 & -5897 & 0 & 80555 \end{bmatrix}$$

b)

$$K = \begin{bmatrix} 54 & 0 & 28 & 0 & -906 & 0 \\ 0 & 44 & 0 & 61 & 0 & 304 \\ 28 & 0 & 392 & 0 & -382 & 0 \\ 0 & 61 & 0 & 60310 & 0 & -4225 \\ -906 & 0 & -382 & 0 & 76380 & 0 \\ 0 & 304 & 0 & -4225 & 0 & 71605 \end{bmatrix}$$

c)

Figure 2.18 Matrices de raideur utilisées pour tester le choix des propriétés mécaniques de l'élément intervertébral suite aux manœuvres de discoïdectomie et d'insertion du greffon

2.6 Exploitation du modèle afin de déterminer des configurations d'instrumentation optimales

L'exploitation du modèle afin de déterminer des configurations d'instrumentation optimales est un des objectifs de ce projet. Afin de rendre cette étape plus réaliste, les données d'un patient dont la chirurgie restait à venir, ont été utilisées (tableau 2.5). Grâce à la collaboration du Dr Rivard, 6 stratégies opératoires (tableau 2.6) ont été établies, puis testées et comparées entre elles (les paramètres de comparaison sont décrits à la section 2.5.2). Les détails des stratégies et du positionnement des implants dans les corps vertébraux sont présentés à l'annexe F.

À partir des résultats, le Dr Rivard a ensuite sélectionné la stratégie qui convenait le mieux au patient. Il aurait été intéressant de pouvoir comparer les résultats des simulations aux données post-opératoires une fois la chirurgie terminée, mais dû à des circonstances hors de notre contrôle, ceci ne pourra être réalisé.

Tableau 2.5 Données cliniques du patient utilisé pour l'élaboration de stratégies opératoires

Patient	Âge (ans)	Taille (cm)	Sexe	Type de scoliose	Cobb pré-op* (deg)	
					PA	LAT
P11	13	151	M	Thoraco- lombaire G	55	11

Tableau 2.6 Stratégies opératoires

Stratégie	Vertèbres instrumentées	
	Tige 1	Tige 2
1	T10 à L3	T10-T11 et L2-L3
2	T10 à L3	T10 à L3
3	T10 à L3	aucune
4	T9 à L3	T9-T10 et L2-L3
5	T9 à L3	T9 et L3
6	T10 à L3	T10 et L3

CHAPITRE 3 . RÉSULTATS

Ce chapitre contient l'ensemble des résultats relatifs aux étapes de validation décrites au chapitre précédent. Les résultats des simulations de patients opérés sont d'abord présentés, suivis des résultats relatifs aux études de sensibilité. La dernière section présente, quant à elle, les résultats portant sur la sélection de configurations d'instrumentation optimales.

3.1 Simulations de chirurgies réelles

Cette section présente les résultats de simulation des chirurgies de 10 patients. Les détails sur ces derniers et sur les calculs utilisés se trouvent à la section 2.5.2 du chapitre précédent. Tous les angles de Cobb calculés dans ce mémoire sont des angles analytiques contraints sur la zone instrumentée. Toutefois la formule plus courte, soit angle de Cobb, sera utilisée en tout temps pour le désigner. Les résultats pour l'angle de rotation du plan de déformation maximale sont présentés dans ce chapitre mais ne sont pas représentatifs de la capacité du modèle à prédire adéquatement les résultats de chirurgies. Parmi les indices géométriques sélectionnés, il est le seul indice 3D. Toutefois, il sera démontré que les résultats obtenus pour cet indice sont erronés. Une explication plus détaillée est fournie dans la discussion.

3.1.1 Indices géométriques

Pour les 10 cas simulés, les indices géométriques recueillis à chacune des étapes de simulations sont présentés à la figure 3.1. Les manœuvres d'insertion de la première tige et de compression sont principalement responsables de la correction de la courbure frontale. À elle seule, la manœuvre d'insertion de la première tige est responsable d'environ 70% de la correction. La manœuvre de compression, permet d'ajouter en moyenne 10% de correction tandis que la pose de la deuxième tige a peu d'influence avec, en moyenne, 4% de correction. Des valeurs respectives de 11 et 14% de correction ont été observées pour les patients 6 et 7, suite à l'insertion de la deuxième tige.

En moyenne, l'écart entre les angles de Cobb obtenus suite aux simulations et les données post-opératoires, est de 5 degrés dans le plan frontal et de 4 degrés dans le plan sagittal. Quatre patients ont présenté un écart supérieur à 5 degrés pour l'un ou l'autre des angles de Cobb calculés; les patients 1, 2 et 10 avec un écart de 8 à 10 degrés dans le plan latéral et les patients 8 et 10 avec un écart de 8 degrés dans le plan frontal.

Dans seulement 3 des 10 cas (P4, P6 et P8), les simulations montrent une progression «normale» du plan de déformation maximal vers le plan sagittal (à 0°). La pose de la première tige est alors responsable en majeure partie de la correction finale obtenue. Dans tous les cas, les résultats de simulations présentent une sous ou sur-correction du plan de déformation maximale, allant de 16 à 35 degrés comparativement aux résultats de chirurgie. Le patient 1 fait toutefois exception avec un écart de 53 degrés. Il est à noter que dans 8 cas sur 10, les valeurs finales obtenues pour l'angle du plan de déformation maximale avoisinent les 80 degrés. Le calcul de la rotation axiale à

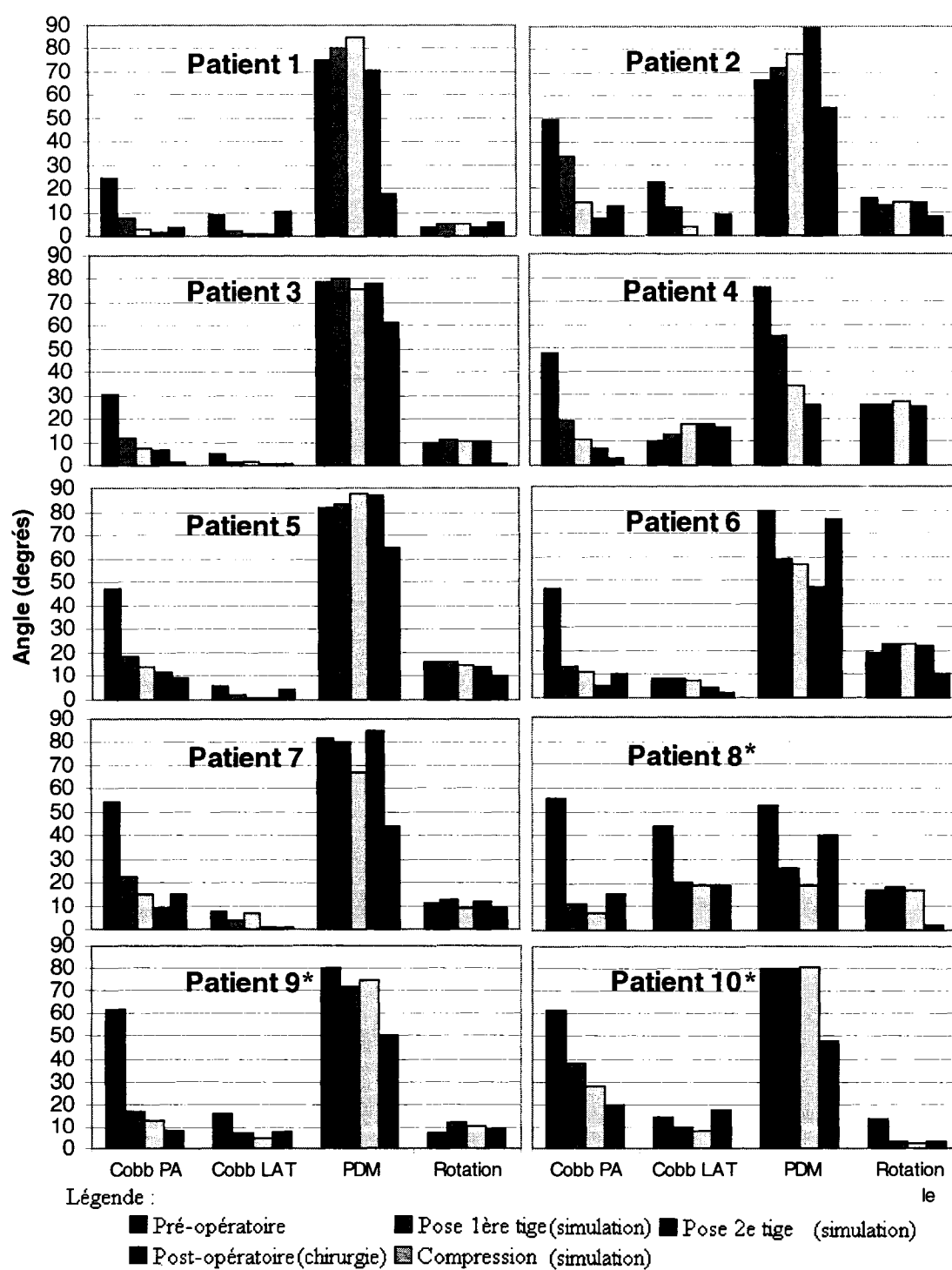
la vertèbre apicale a démontré des résultats similaires entre les simulations et les données post-opératoires pour 6 patients sur 9 (la mauvaise qualité des radiographies n'ayant pas permis d'obtenir de reconstruction 3D de la géométrie post-opératoire du rachis du patient 4) avec un écart moyen de 3 degrés. Les patients 6, 8 et 10 quant à eux ont un écart moyen de 14 degrés.

La figure 3.2 présente les courbes rachidiennes dans les plans frontal et sagittal (zone instrumentée) à chacune des étapes de simulation pour le patient 7 (les résultats dans les repères spinal et régional sont présentés à l'Annexe C pour les 10 patients). Il est ainsi possible de visualiser l'erreur sur la position de chacune des vertèbres individuellement. La distance moyenne finale, entre les résultats des simulations et les données post-opératoires, dans le repère régional, est de 5 mm. Ces valeurs ont été calculées pour chaque patient et sont présentées au tableau 3.1.

Tableau 3.1 Distance moyenne entre la position finale des vertèbres en simulation et leur position post-opératoire dans la zone instrumentée

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10
Distance (mm)	5±1,3	3±1,6	1,5±0,4	-	4±1,2	7,6±2	8,7±5	4,6±1,5	8,5±0,7	6±2,2

- données post-opératoires non-disponibles



* Les étapes d'instrumentation de ces patients n'incluent pas la pose d'une 2^e tige car ils ont été opérés par endoscopie

Figure 3.1 Indices géométriques pour les patients 1 à 10

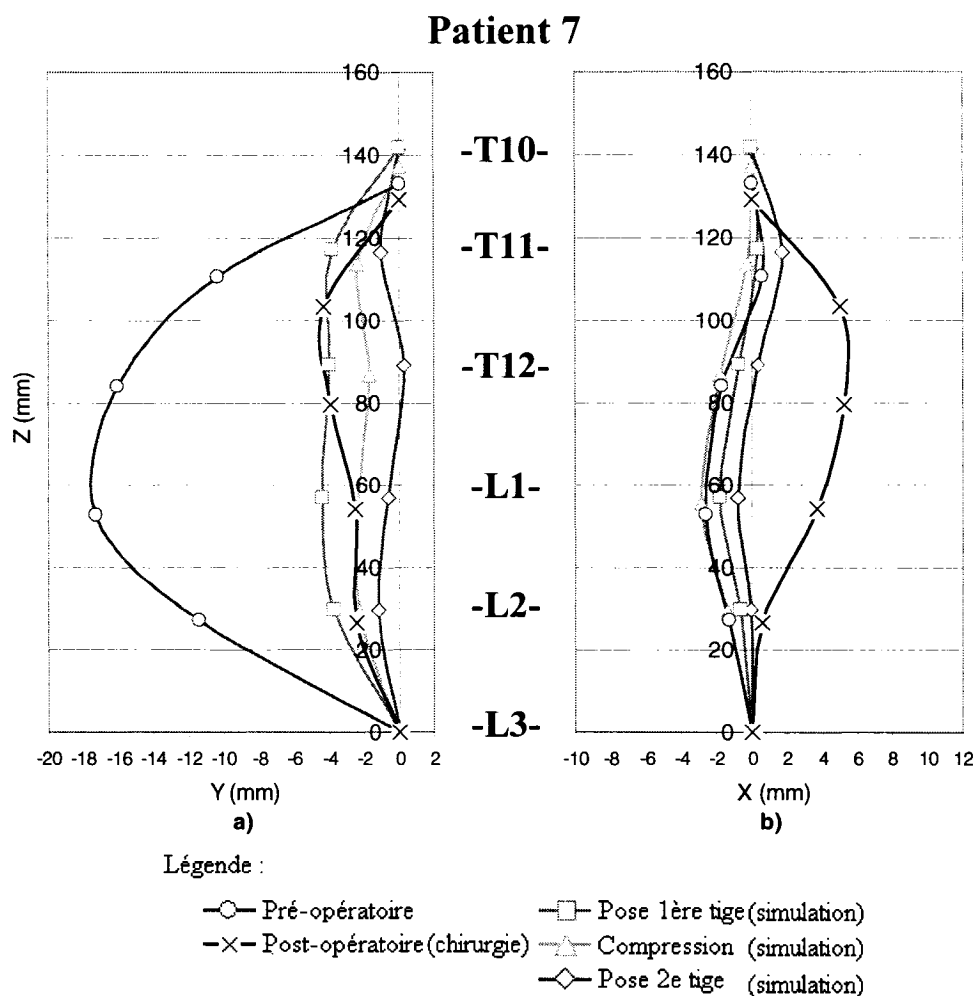


Figure 3.2 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée pour le patient 7 (a) plan frontal (b) plan sagittal

3.1.2 Forces

Les efforts moyens maximaux, selon les 3 axes principaux à la liaison implant/vertèbre, sont présentés au tableau 3.2. Au cours des simulations, la valeur moyenne des forces verticales varie entre 30 et 62 N, atteignant des maximums allant de 99 à 210 N. Les forces antéro-postérieures oscillent autour des mêmes valeurs avec une moyenne allant de 22 à 89 N et un maximum allant de 65 à 348 N. Les forces axiales

oscillent, elles aussi, autour de valeurs semblables avec une moyenne allant de 22 à 68 N et un maximum atteignant entre 103 et 317 N. Les forces totales moyennes, quant à elles, varient entre 57 et 119 N.

Les forces totales implant/vertèbre pour chaque implant à la fin de la simulation sont présentées en Annexe D, tableau d.1. La plage de ces valeurs s'étend de 10 à 370N. Dans plusieurs cas, les efforts maximaux se retrouvent aux implants limites ou aux niveaux où la compression a été appliquée. Le patient 2, présente les efforts les plus élevés avec une moyenne de 240N, comparativement à 120N pour les autres patients.

Tableau 3.2 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulation

Patient	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
P1	140	62	111	28	155	37	78
P2	127	34	348	89	317	68	119
P3	142	39	65	22	274	36	51
P4	210	57	114	41	221	48	85
P5	145	47	171	64	235	43	90
P6	176	41	217	67	170	26	83
P7	121	33	170	73	156	35	87
P8	157	62	99	41	105	22	77
P9	99	30	113	65	103	29	77
P10	125	38	126	65	148	68	101

3.2 Études expérimentales

Les figures 3.3 et 3.4 montrent des tendances semblables entre les résultats en flexion/extension du banc d'essais et des simulations, pour les sollicitations principales ainsi que pour les mouvements de couplage. En moyenne, pour la sollicitation principale, les valeurs de moment de force associées à un angle de rotation donné sont inférieures de 35% dans le modèle simulé. Seuls les résultats du rachis 7 présentent des valeurs semblables pour la sollicitation principale.

Pour les sollicitations en inflexion latérale et en torsion, les figures peuvent être consultées en Annexe E. En inflexion latérale, les valeurs obtenues pour les sollicitations principales, suite aux simulations sont inférieures d'environ 45% aux valeurs du banc d'essais à l'exception des essais avec le modèle 6. En torsion, pour des angles inférieurs à 15 degrés, les moments de force sont les mêmes pour le banc d'essais et les simulations. Indépendamment du type de sollicitation, les couplages observés avec le banc d'essais sont retrouvés lors des simulations. Il existe toutefois quelques exceptions comme pour les modèles 4 et 7 lors de sollicitations en torsion. Ceux-ci ont présenté un couplage en flexion plus important qu'en inflexion alors qu'avec le banc d'essais le contraire s'était produit.

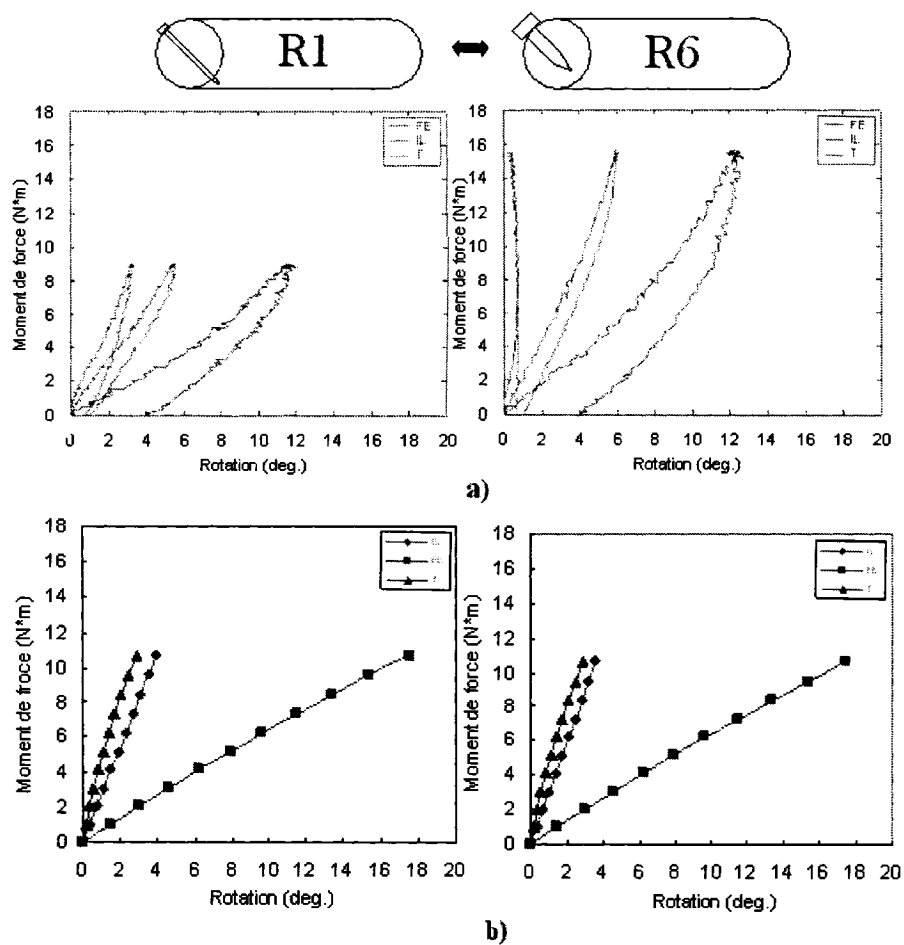


Figure 3.3 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en flexion/extension pour les configurations R1 et R6; a) banc d'essais (Cloutier 2003) b) simulation

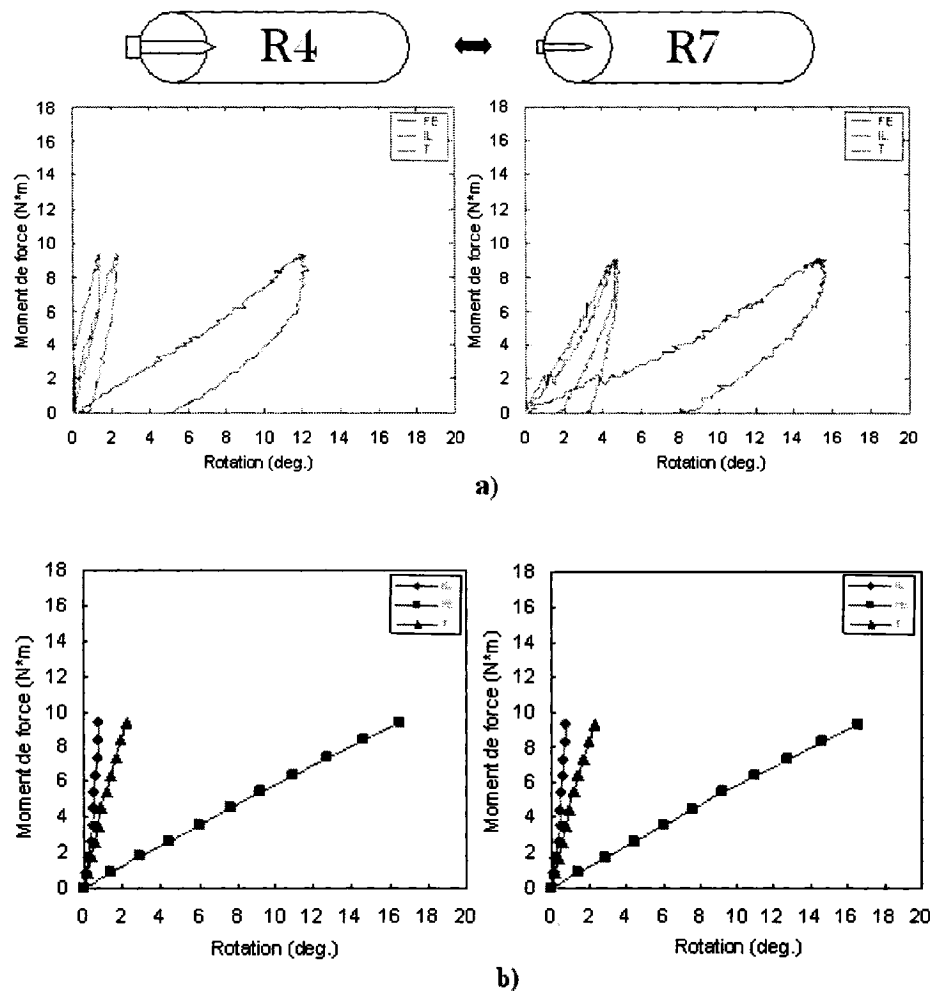


Figure 3.4 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en flexion/extension pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais (Cloutier 2003) b) simulation

3.3 Études de sensibilité

Cette section présente les résultats relatifs aux études de sensibilité sur les conditions aux limites, le positionnement des implants, la forme de la tige, ainsi que les propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale. Les détails de ces études ont été présentés à la section 0 du chapitre précédent.

3.3.1 Conditions aux limites

Les résultats des tests avec différentes conditions aux limites sont présentés à la figure 3.5. La combinaison incluant une liaison «field» ainsi que la contrainte en rotation axiale à la vertèbre apicale (CL2) a été utilisée pour les simulations de chirurgies de patients.

L'ajout de la contrainte en rotation axiale à la vertèbre supérieure (CL2, CL4 et CL6 vs CL1, CL3 et CL5) a une influence très faible, variant de 0 à 1 degré, sur les indices géométriques des conditions aux limites incluant une liaison «fixe» ou «field». Comparativement aux données post-opératoires, le lien «field» (CL1 et CL2) présente les meilleurs résultats pour l'angle de Cobb dans le plan frontal alors que le joint de cardan (CL5) obtient les meilleurs résultats dans le plan latéral. Pour le plan de déformation maximale, les résultats sont variables : pour le patient 2, le joint de cardan semble la meilleure option pour le patient 6, ce dernier donne les résultats les plus éloignés des données post-opératoires. En rotation axiale, les liaisons «fixe» et «field» sont équivalentes.

La figure 3.7, présente les courbes rachidiennes à la fin de chaque simulation comparativement aux données post-opératoires. Celles-ci sont présentées dans le repère spinal, car l'impact de la modification de conditions aux limites a été analysé non seulement au niveau de la zone instrumentée mais aussi au niveau du rachis complet. Les écarts moyens entre les résultats des simulations et les données post-opératoires dans le repère spinal pour les liaisons «field» (CL1 et CL2), «fixe» (CL3 et CL4) le joint

de cardan (CL5 et CL6) sont respectivement de 13, 12 et 22 mm pour le patient 2 et de 8, 13 et 12 mm pour le patient 6.

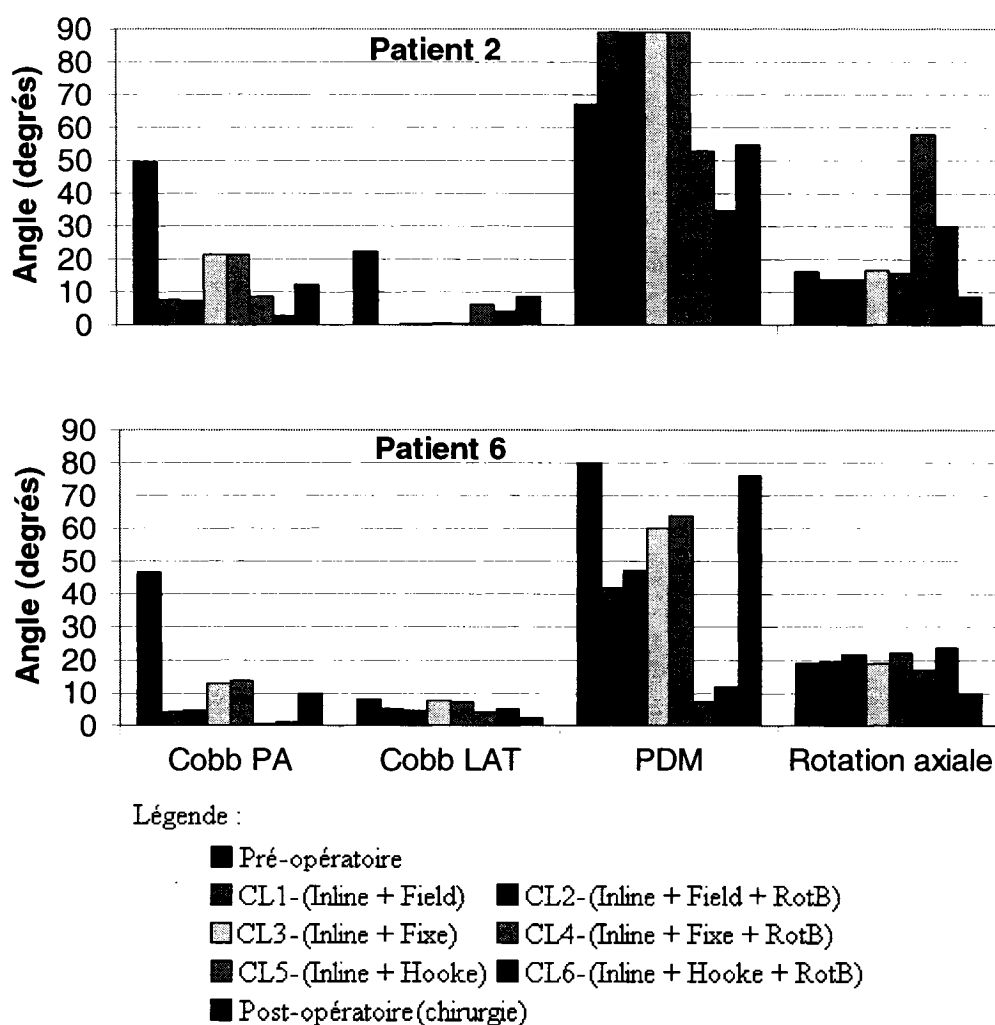


Figure 3.5 Indices géométriques des patients 2 et 6 avec différentes conditions aux limites

Le tableau 3.3 présente les efforts des liaisons implant/vertèbre pour chaque combinaison de conditions aux limites testées sur le patient 2. Les valeurs trouvées pour les liaisons «fixe» et «field» avec et sans la rotation axiale bloquée, ne diffèrent pas. Toutefois, pour le patient 2, les conditions aux limites incluant un joint de cardan,

comparativement aux autres, montrent une augmentation des forces verticales et une diminution des forces antéro-postérieures. Pour le patient 6 (tableau 3.4), quelque soit les conditions aux limites utilisées, les efforts au niveau des liaisons implant/vertèbre ne varient pas.

Patient 2

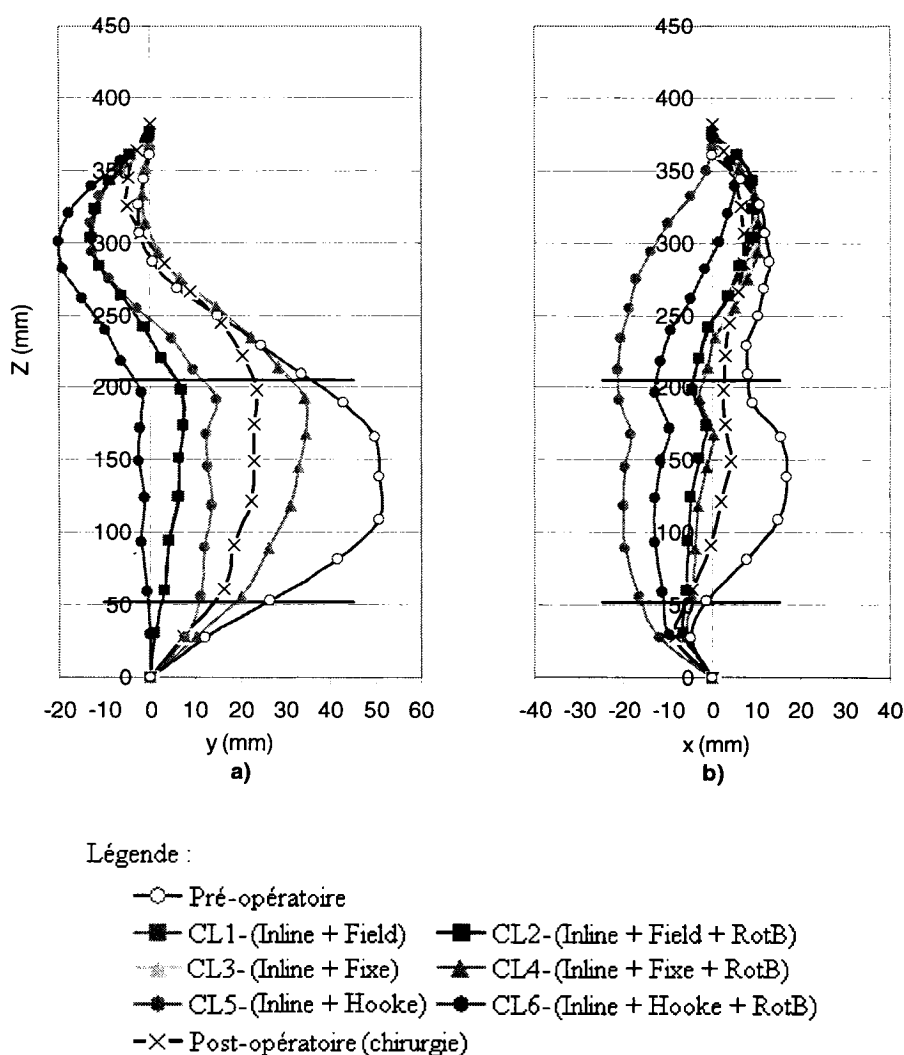
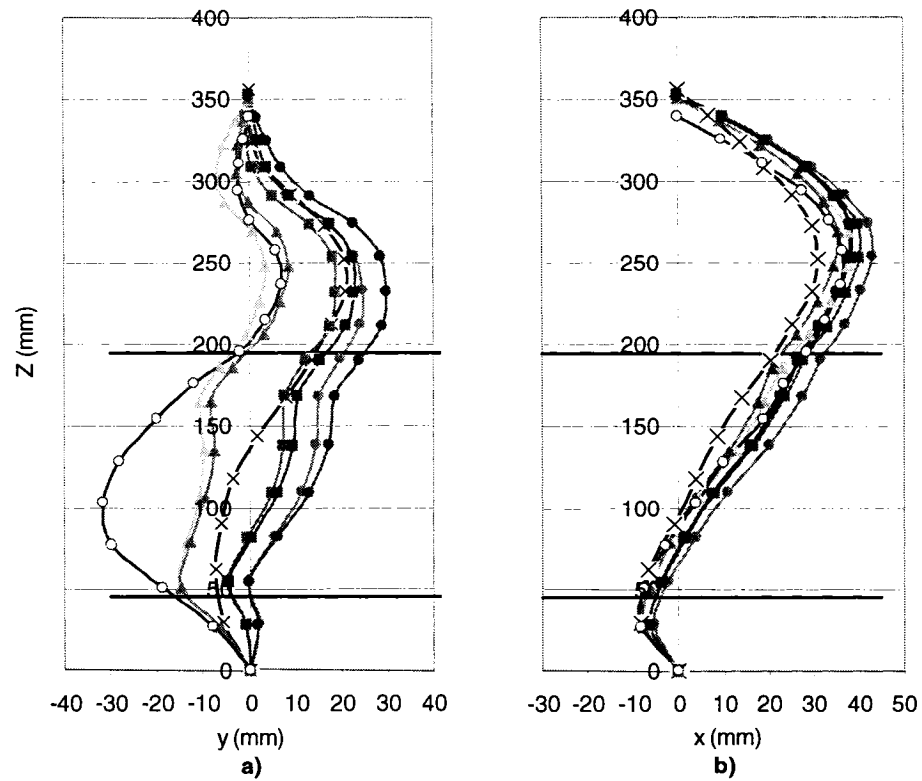


Figure 3.6 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 2; (a) plan frontal (b) plan sagittal

Patient 6



Légende :

- Pré-opératoire
- CL1-(Inline + Field)
- CL2-(Inline + Field + RotB)
- CL3-(Inline + Fixe)
- ▲—▲ CL4-(Inline + Fixe + RotB)
- CL5-(Inline + Hooke)
- CL6-(Inline + Hooke + RotB)
- X- Post-opératoire (chirurgie)

Figure 3.7 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 6; (a) plan frontal
(b) plan sagittal

Tableau 3.3 Efforts moyens et maximaux selon les conditions aux limites imposées durant les étapes de simulations du patient 2

Conditions aux limites	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
CL1	127	41	350	90	318	68	120
CL2 (Original)	127	40	348	89	318	68	119
CL3	147	42	332	93	318	67	122
CL4	148	42	334	93	318	67	122
CL5	275	72	254	72	316	78	128
CL6	197	47	352	89	320	73	124

Tableau 3.4 Efforts moyens et maximaux selon les conditions aux limites imposées durant les étapes de simulations du patient 6

Conditions aux limites	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
CL1	179	41	221	68	169	26	83
CL2 (Original)	176	41	217	67	170	26	83
CL3	186	43	247	71	169	27	88
CL4	182	43	243	71	170	28	87
CL5	175	41	208	66	164	24	81
CL6	173	41	208	66	166	25	82

3.3.2 Positionnement des implants

Les tests de positionnement des implants effectués sur le patient 3 ont montré peu d'effet sur les résultats des simulations. L'influence sur les indices géométriques est variable (figure 3.8). L'angle de Cobb dans le plan frontal n'est pas affecté alors que dans le plan latéral les résultats varient à l'intérieur d'une plage de 2 degrés. L'écart pour les résultats de l'orientation du plan de déformation maximale est entre 2 et 19 degrés selon la stratégie, comparativement à 16 degrés initialement. La rotation axiale à la vertèbre apicale subit de faibles variations allant de 0 à 1,5 degrés.

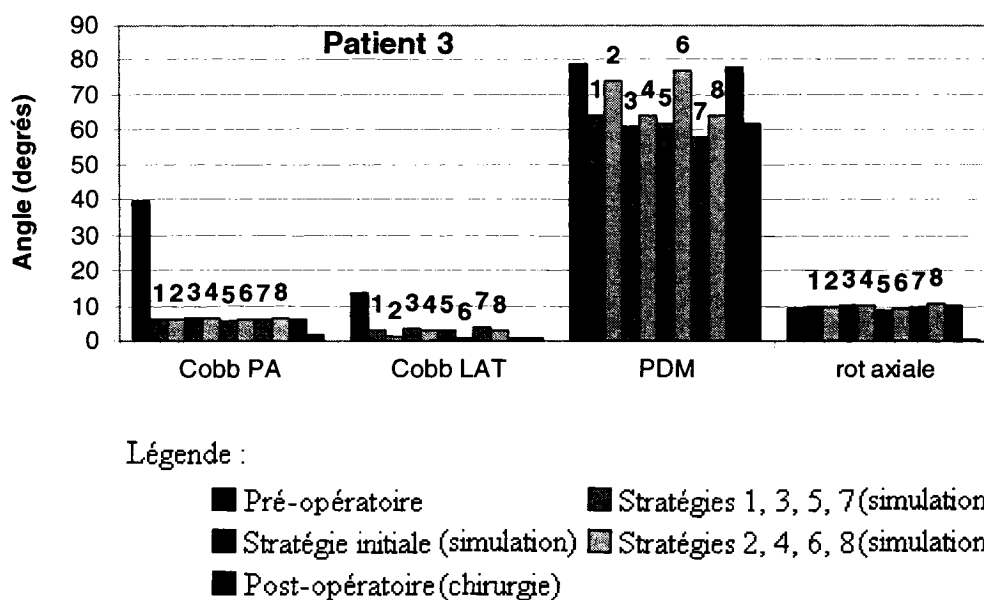


Figure 3.8 Indices géométriques du patient 3 selon 8 différentes positions d'implants

À la figure 3.9, 2 des 8 résultats de tests sont présentés car, les courbes étant très semblables, seules celles présentant les déviations minimales et maximales ont été retenues. La distance minimale entre les résultats de simulations et les données post-

opératoires sur la zone instrumentée est de 1,6 mm (stratégie 8) alors que la distance maximale est de 2,1 mm (stratégie 5). Initialement la valeur obtenue était de 1,5mm.

Patient 3

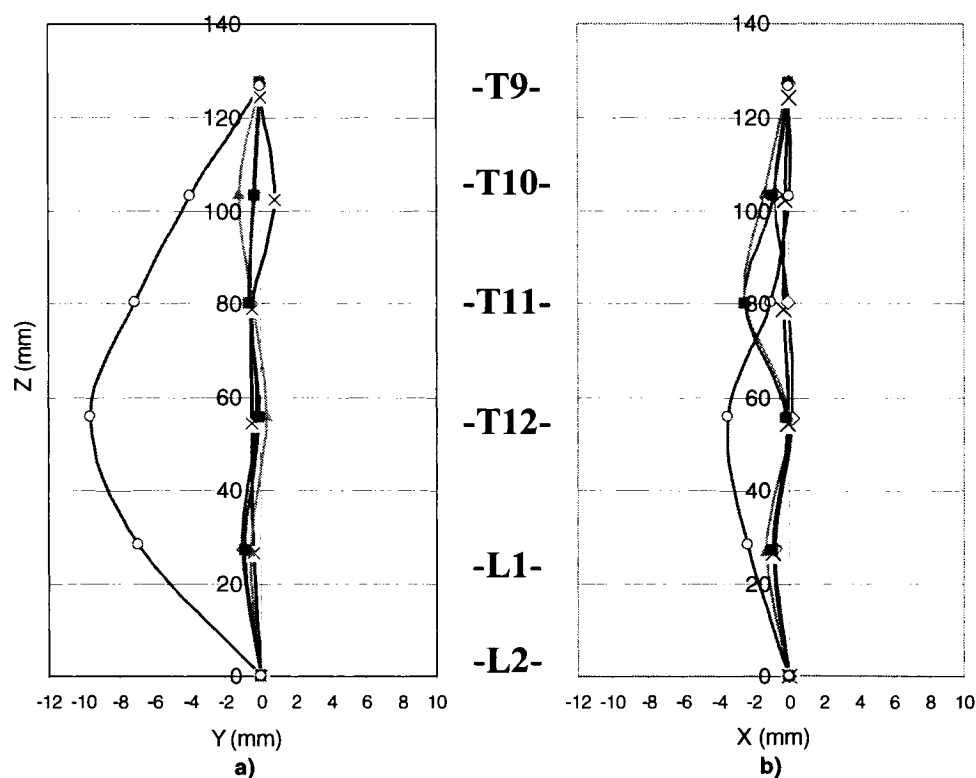


Figure 3.9 Courbes rachidiennes pour la zone instrumentée du patient 3 selon différentes positions d'implants; (a) plan frontal (b) plan sagittal

Les forces verticales moyenne et maximale ainsi que la force totale moyenne ont augmenté de 5 à 60% suite au déplacement des implants (tableau 3.5). Les autres forces toutefois n'ont pas, ou très peu été affectées. Les efforts calculés à chaque liaison

implant/vertèbre à la fin des simulations sont présentés en Annexe D, tableau d.2. Ceux-ci varient surtout au niveau de la 2^e tige. À la vertèbre T10, les stratégies 4 et 8 provoquent une diminution importante des efforts tandis qu'aux vertèbres T11 et T12 seules les stratégies 2 et 6 ne provoquent pas d'augmentation des efforts.

Tableau 3.5 Efforts moyens et maximaux selon la position des implants durant les étapes de simulations du patient 3

Position des implants	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
1	228	60	65	22	271	39	75
2	167	43	67	24	274	36	61
3	237	63	66	22	273	39	77
4	227	56	68	22	275	38	71
5	230	65	67	24	270	40	80
6	159	41	70	26	275	36	61
7	247	69	70	25	272	41	84
8	227	56	73	24	275	39	72
Original	142	39	65	22	274	36	57

3.3.3 Forme de la tige

Le cintrage des tiges, dans le cas du patient 1, a eu une influence sur les résultats relatifs au plan latéral. L'angle de Cobb obtenu est de 5 degrés comparativement à 0,5 lorsque les tiges ne sont pas cintrées (figure 3.10). Cette valeur est plus près des résultats

post-opératoires qui indiquent un angle de 10,5 degrés. Le plan de déformation maximale est aussi très influencé par le cintrage des tiges. Initialement, l'écart entre les valeurs simulées et les données post-opératoires était de 53 degrés alors que lorsque les tiges sont cintrées cet écart est réduit à zéro.

Contrairement au patient 1, les indices géométriques du patient 3 avant et après le cintrage des tiges ne présentent pas de variations notables (figure 3.10).

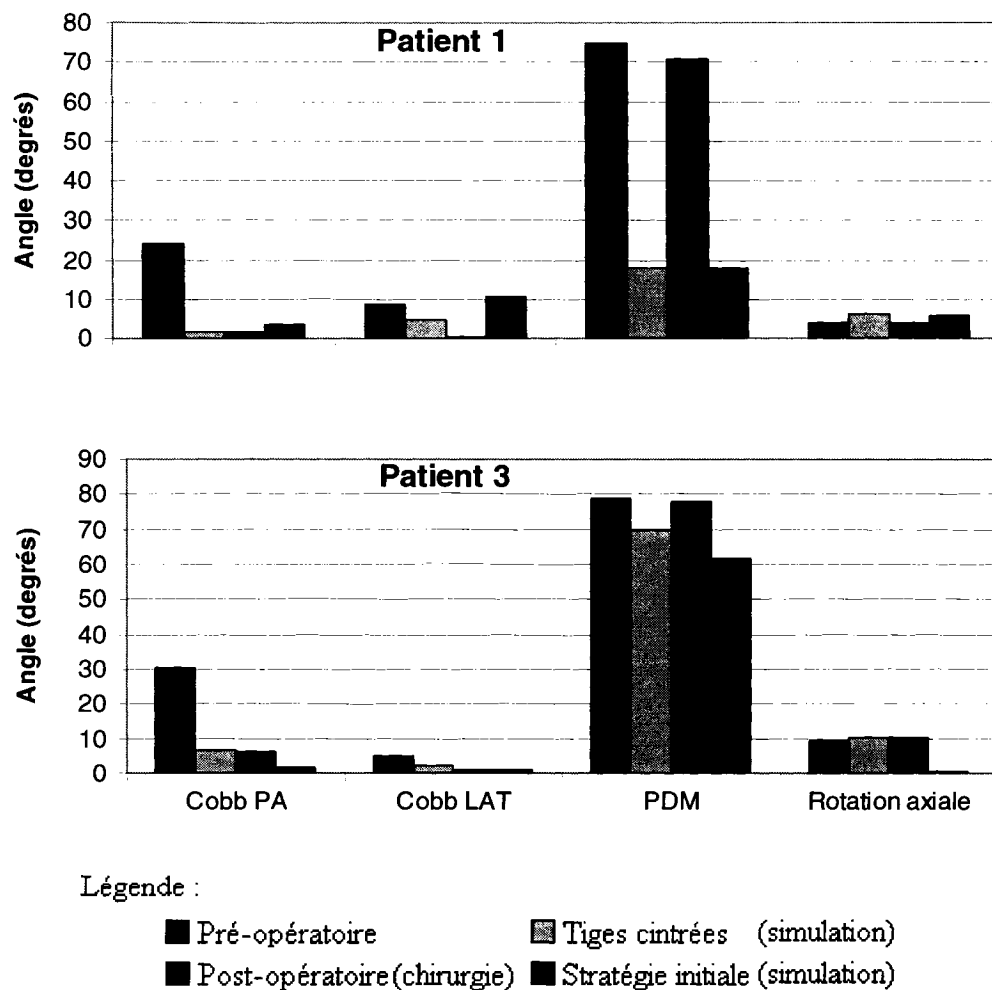
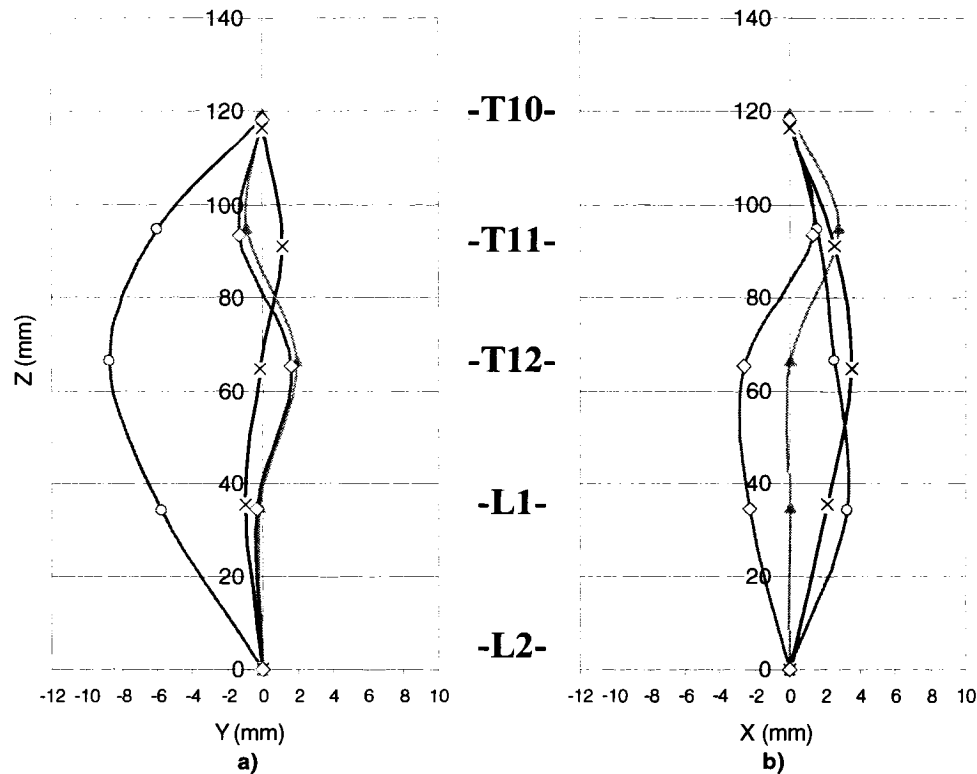


Figure 3.10 Indices géométriques des patients 1 et 3 lorsque les tiges sont cintrées

Les figures 3.11 et 3.12 présentent les courbes rachidiennes de la zone instrumentée pour les deux patients. Dans le plan latéral, le patient 1 obtient une correction légèrement plus près des résultats post-opératoires lorsque les tiges sont cintrées avec un écart aux données post-opératoires de 4 mm comparativement à 5 mm avec les données originales. Dans le cas du patient 3, il n'existe pas de différence entre les résultats avec et sans le cintrage. Seule une déviation d'environ 2 mm de la vertèbre T11 peut être constatée dans le plan latéral.

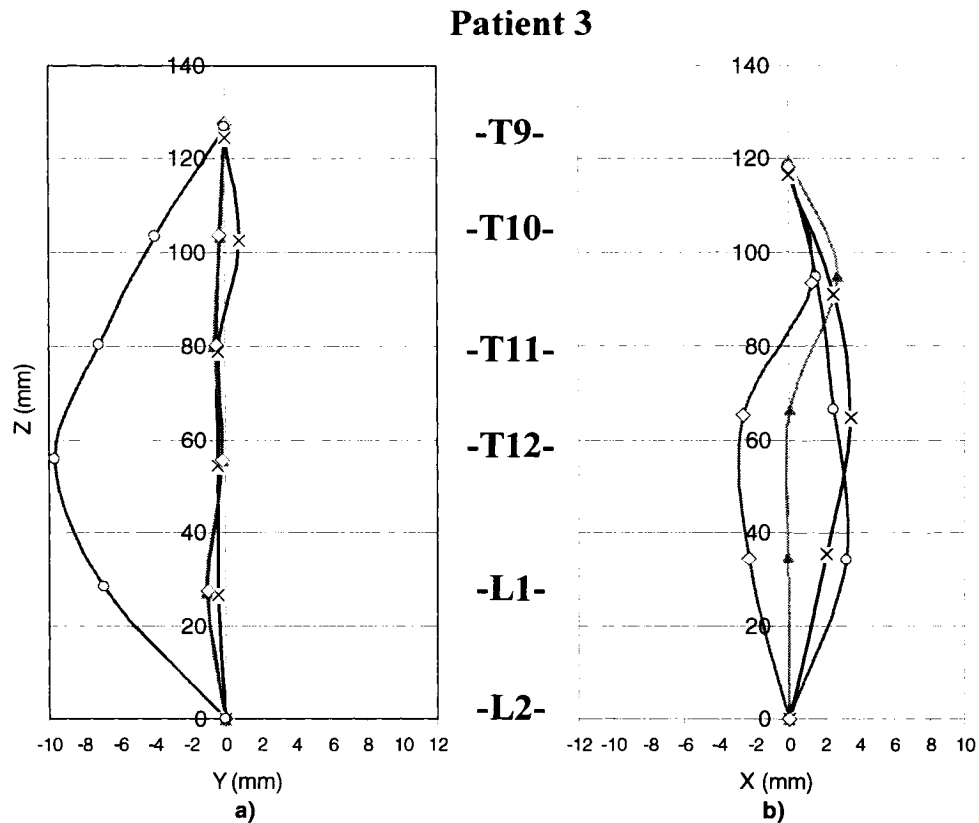
Patient 1



Légende :

- Pré-opératoire
- ×— Post-opératoire(chirurgie)
- ▲— Tiges cintrées (simulation)
- ◇— Stratégie initiale(simulation)

Figure 3.11 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 1 lorsque les tiges sont cintrées; (a) plan frontal (b) plan sagittal



Légende :

- Pré-opératoire
- ×— Post-opératoire(chirurgie)
- ◆— Stratégie initiale(simulation)
- ▲— Tiges cintrées (simulation)

Figure 3.12 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 3 lorsque les tiges sont cintrées; (a) plan frontal (b) plan sagittal

Pour le patient 1, les efforts aux liaisons implant/vertèbre ne varient pas lorsque les tiges sont cintrées (tableau 3.6). Toutefois, les efforts présents dans chaque implant à la fin de la simulation (Annexe D, tableau d.3), montrent une diminution de 25% des efforts pour les implants fixés à la deuxième tige.

Le patient 3, quant à lui, présente des forces verticales moyennes et maximales plus élevées d'environ 35% lorsque les tiges sont cintrées (tableau 3.6). Les efforts dans

chaque liaison implant/vertèbre à la fin de la simulation augmentent en moyenne de 40% pour les implants liés à la deuxième tige ainsi qu'aux niveaux T11 et T12 (annexe D, tableau D.3). Seuls les efforts au niveau de T10 diminuent de 60%.

Tableau 3.6 Efforts moyens et maximaux selon la forme des tiges durant les étapes de simulations des patients 1 et 3

Forme des tiges	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
Patient 1							
Tiges cintrées	151	54	115	29	151	34	70
Initiales	140	62	111	28	155	37	78
Patient 3							
Tiges cintrés	225	54	76	23	273	38	71
Initiales	142	39	65	22	274	36	57

3.3.4 Personnalisation des propriétés mécaniques du rachis

La figure 3.13 présente les angles de Cobb finaux, dans les plans frontal et sagittal, obtenus pour les patients 2 et 9 avec différentes propriétés mécaniques.

L'analyse des indices géométriques pour le patient 2 permet de constater que, dans le plan frontal, l'angle de Cobb diminue graduellement proportionnellement à la diminution des coefficients de rigidité. Le résultat le plus près des valeurs post-opératoires est obtenu avec la matrice de rigidité C, avec un écart de 1 degré. Dans le

plan frontal le même phénomène se produit. Toutefois, la valeur la plus près des données post-opératoires est obtenue avec la matrice A, alors que l'écart est de 3 degrés comparativement à 6 degrés avec les propriétés utilisées lors des simulations.

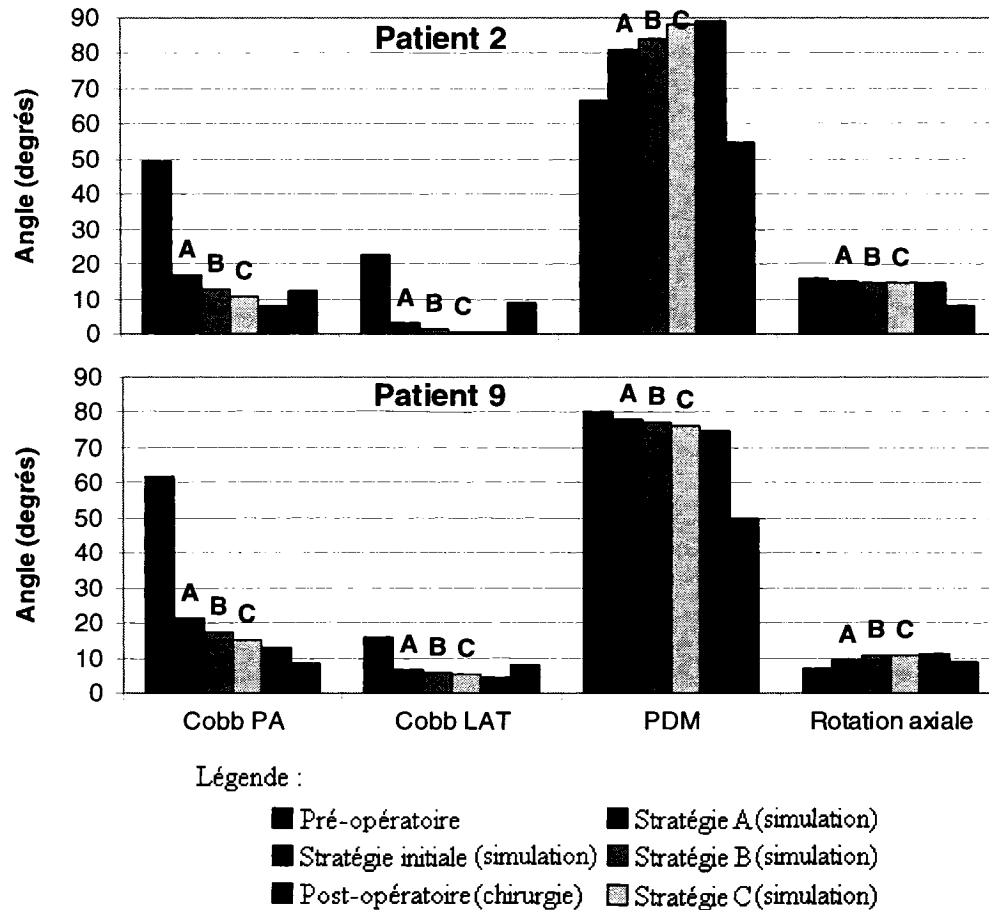
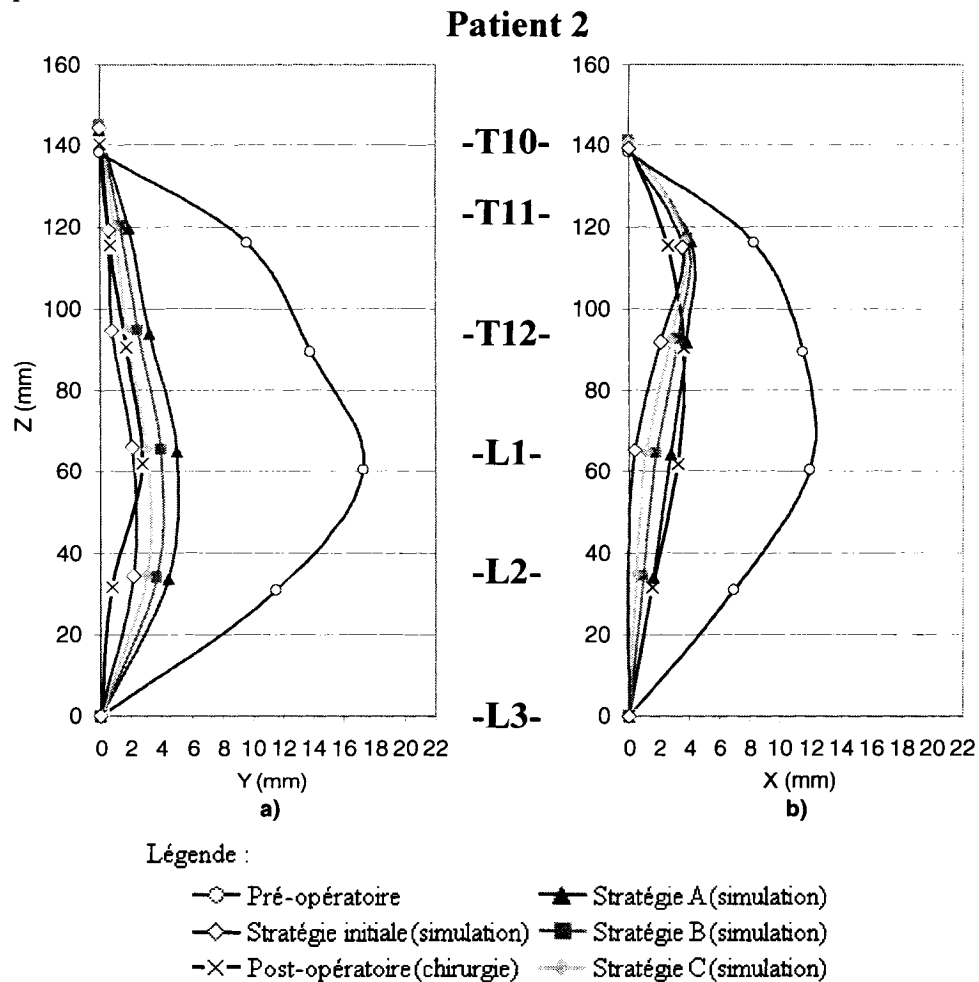


Figure 3.13 Indices géométriques des patients 2 et 9 selon les différentes propriétés mécaniques

Pour le patient 9, dans le plan frontal l'écart entre les résultats des simulations et les données post-opératoires diminuent plus les valeurs de la matrice de rigidité sont faibles, allant de 13 degrés d'écart pour la matrice A, à 0,5 degré d'écart pour la matrice

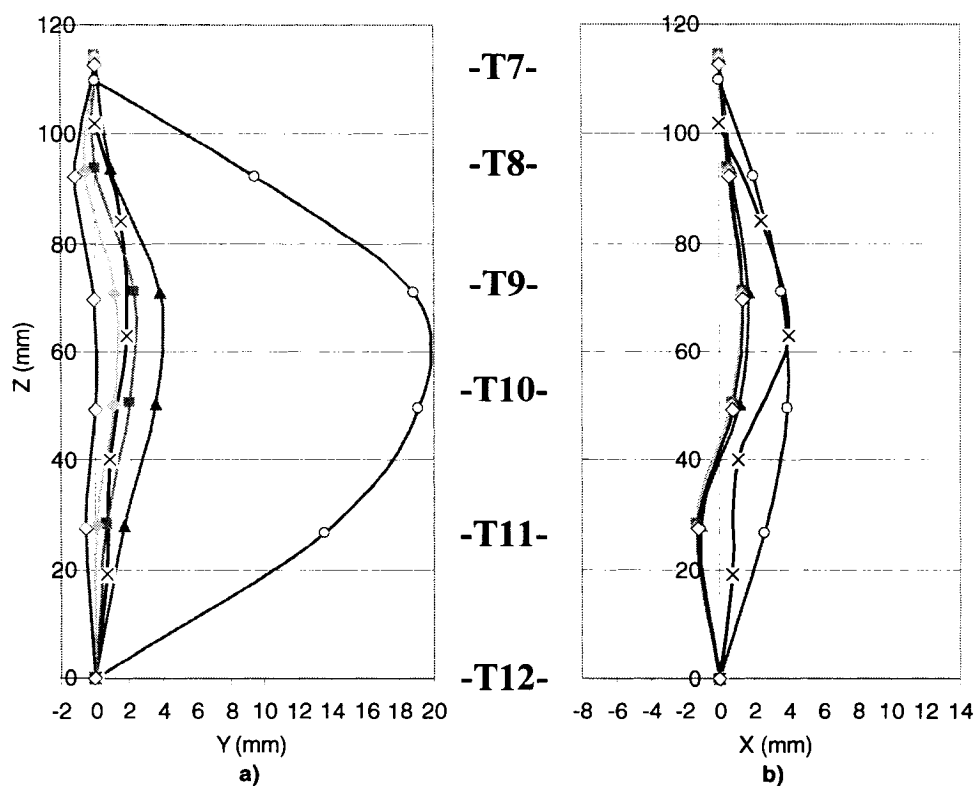
C. Cette dernière présentant des résultats plus près des données post-opératoires que ceux obtenus avec les valeurs originales. Dans le plan latéral, le contraire se produit alors que l'écart entre les résultats des simulations et des données post-opératoires diminue plus les coefficients de la matrice raideur augmentent. L'écart maximal est de 3 degrés avec les valeurs initiales alors qu'il diminue à 0,4 degré avec la matrice A.

Pour les deux patients, le plan de déformation maximale et l'angle de rotation axiale à la vertèbre apicale ne sont pas affectés par le changement de propriétés mécaniques.



**Figure 3.14 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 2;
(a) plan frontal (b) plan sagittal**

Patient 9



**Figure 3.15 Courbes rachidiennes de la zone instrumentée du patient 9;
(a) plan frontal (b) plan sagittal**

L'écart entre les courbes rachidiennes des deux patients, dans le repère régional (figures 3.14 et 3.15), ne présente pas de variation selon les différentes propriétés mécaniques utilisées avec des différences n'excédant pas 1 mm.

Pour les deux patients, les efforts moyens et maximaux augmentent graduellement avec la rigidité des coefficients de la matrice (tableaux 3.7 et 3.8),

atteignant entre 1, 2 et 4 fois leur valeur initiale. Les forces finales à chaque liaison implant/vertèbre suivent la même augmentation et sont présentées en annexes D, tableaux D.4 et D.5.

Tableau 3.7 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 2 avec différentes matrices de raideur

Matrice de raideur	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
A	344	87	405	166	958	189	267
B	260	69	349	137	755	148	213
C	204	57	339	115	560	112	170
Initiale	127	34	348	89	317	68	119

Tableau 3.8 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 9 avec différentes matrices de raideur

Matrice de raideur	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
A	323	109	617	323	357	110	359
B	249	78	433	228	252	78	253
C	179	53	288	154	176	55	172
Initiale	98	30	113	65	103	29	77

3.4 Exploitation du modèle

3.4.1 Sélection de la stratégie

Les indices géométriques présentés à la figure 3.16 diffèrent d'une stratégie à l'autre. Dans le plan frontal, les stratégies 1, 2, 4 et 5 donnent des angles de Cobb près de 0. La stratégie 6 quant à elle, donne un angle de 3 degrés alors que la stratégie 3 diffère grandement des autres avec un angle de 12 degrés. Dans le plan latéral, les stratégies 2, 4 et 5 donnent des valeurs de 7, 4 et 4 degrés respectivement. Les angles obtenus avec les stratégies 1 et 6 sont de 13 et 14 degrés alors que la stratégie 3 termine avec un angle de 21 degrés. Pour ce qui est des plans de déformation maximale, les stratégies 1, 2 et 4 obtiennent des valeurs oscillant autour de 0. Les stratégies 3, 5 et 6 obtiennent des valeurs de 33, 12 et 16 degrés respectivement.

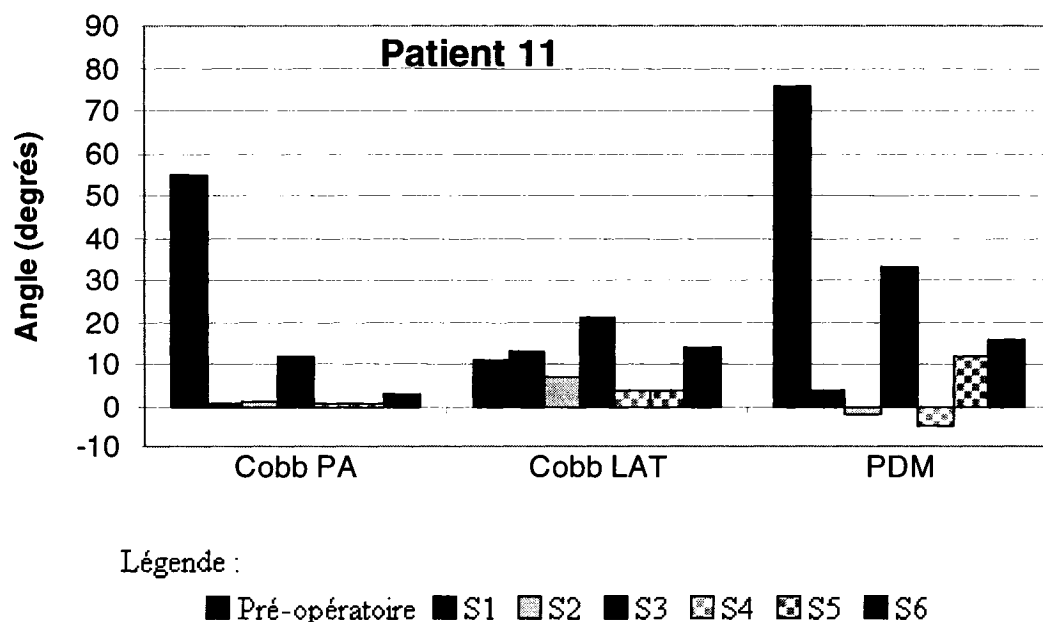


Figure 3.16 Indices géométriques du patient 11 selon les différentes stratégies opératoires

Patient 11

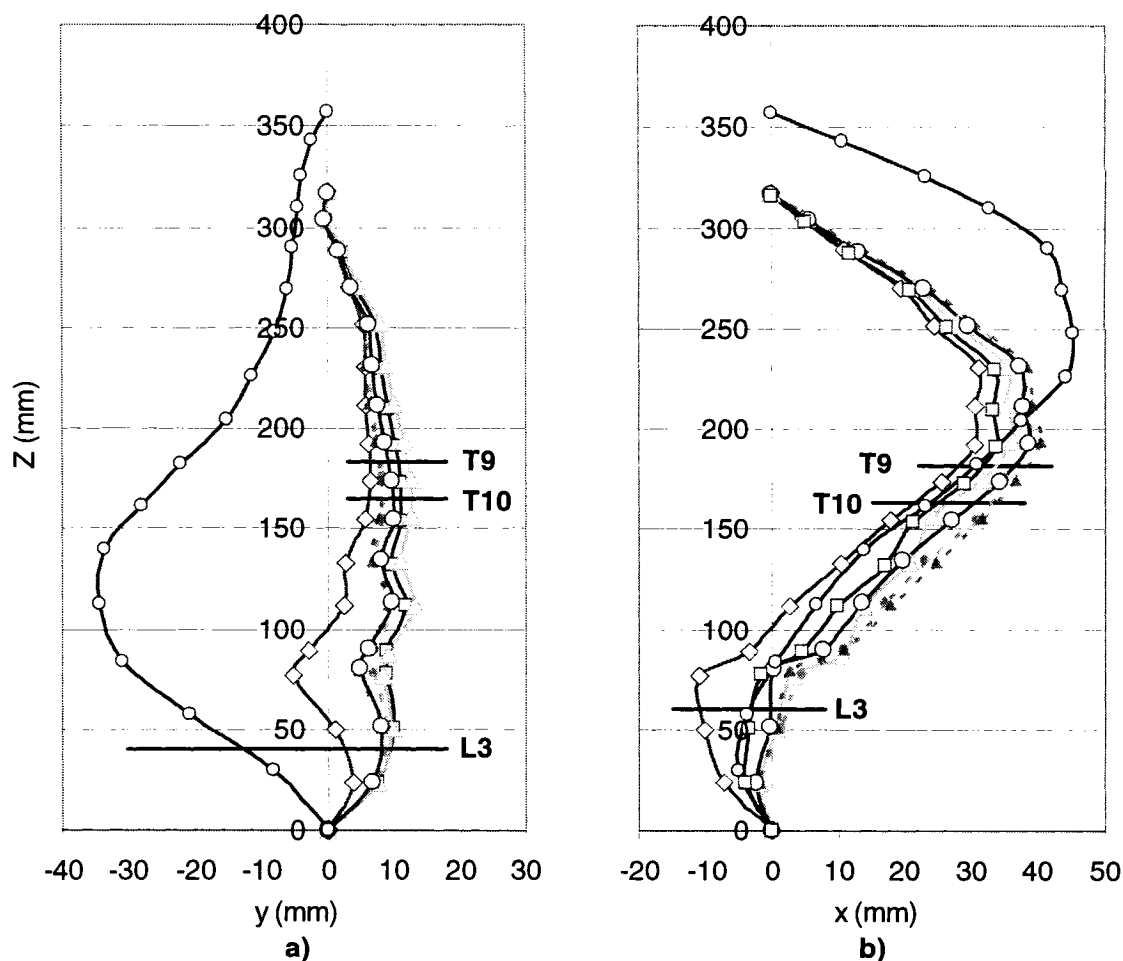


Figure 3.17 Courbes rachidiennes dans le repère spinal du patient 11 (a) plan frontal (b) plan sagittal

La figure 3.17 présente la position des corps vertébraux pour les 6 stratégies opératoires établies. Les résultats sont présentés dans le repère spinal car la zone instrumentée n'est pas la même pour les six stratégies. Les données post-opératoires n'étant pas disponibles, la comparaison du positionnement des vertèbres n'est pas

possible. Toutefois, il est possible de constater que toutes les stratégies donnent des résultats semblables à l'exception de la stratégie 3.

Les efforts moyens et maximaux les plus faibles se retrouvent majoritairement pour les stratégies 5 et 6 alors que les stratégies 1 et 4 présentent des valeurs de 50% supérieures à ces derniers (tableau 3.9). Les stratégies 2 et 3, quant à elles, présentent les efforts moyens et maximaux les plus élevés avec des valeurs dépassant les forces d'arrachement. Les efforts finaux à chaque liaison implant/vertèbre peuvent être consultés en Annexe D, tableau d.6.

Tableau 3.9 Efforts moyens et maximaux durant les étapes de simulations du patient 11

Matrice de raideur	Force verticale Fx (N)		Force antéro-postérieure Fy (N)		Force axiale Fz (N)		Force totale (N)
	max.	moy.	max.	moy.	max.	moy.	moy.
S1	201	48	500	125	502	91	162
S2	302	71	712	215	462	105	249
S3	484	98	1059	268	1415	207	325
S4	155	59	323	79	455	68	120
S5	89	28	231	48	479	51	76
S6	108	31	230	59	486	65	93

CHAPITRE 4 . ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre contient l'analyse des résultats décrits précédemment ainsi qu'une discussion générale sur les paramètres de modélisation ainsi que sur les limites de l'étude. Les résultats des simulations du banc d'essais ainsi que des cas réels de chirurgie de patients scoliotiques seront d'abord analysés. Suivra l'analyse des études de sensibilité afin de mieux comprendre les résultats issus des simulations de chirurgies. La dernière section portera sur l'analyse des choix d'instrumentation pour la sélection d'une stratégie «optimale».

4.1 Études expérimentales

La simulation du banc d'essais de Cloutier (2003) a permis de tester les matrices de raideur pour les éléments intervertébraux et pour les liaisons implant/vertèbre. Les résultats des simulations présentent les mêmes tendances que celles obtenues lors du banc d'essais pour les mouvements principaux ainsi que pour le couplage. Les différentes valeurs choisies pour la liaison implant/vertèbre ont démontré un impact au niveau du couplage seulement, ce qui concorde avec les résultats du banc d'essais. L'écart entre les résultats des simulations et les données du banc d'essais peut s'expliquer par le choix des paramètres de modélisation. Tout d'abord, le socle supérieur n'a pas été modélisé. Bien que son poids ait été ajouté au modèle, sa présence peut avoir influencé les mouvements du rachis synthétique. De plus, la matrice employée pour

l'élément intervertébral est normalement utilisée pour la simulation de rachis humain et contient l'effet de certains muscles et ligaments qui n'étaient pas présents dans le modèle synthétique. Les forces n'ont pas été appliquées exactement comme dans le banc d'essais où un système de poulie était employé pour développer les différentes forces. Tous ces facteurs peuvent avoir eu une influence, particulièrement au niveau de l'amplitude du mouvement principal. L'objectif était toutefois d'évaluer le comportement global du modèle et non d'obtenir des résultats égaux à un modèle synthétique. Cette étude aura permis de vérifier que les matrices de raideur employées pour simuler les différentes liaisons implant/vertèbre avaient réellement un impact au niveau du modèle. Toutefois, aucune conclusion ne peut être tirée quant aux valeurs utilisées pour la liaison intervertébrale puisque cette matrice de raideur est conçue pour représenter une liaison intervertébrale d'un rachis humain.

4.2 Simulation de chirurgies

La différence entre les résultats de simulation et les données post-opératoires peut être en partie attribuée aux erreurs sur le calcul des indices géométriques évaluées par Delorme et al. (2003) et présentées au tableau 4.1. Celles-ci sont issues des erreurs de reconstruction 3D, évaluées à $3,3 \pm 3,8$ mm (Delorme et al. 2003). L'écart moyen de 5mm trouvé entre les courbes rachidiennes simulées et post-opératoires se situe à l'intérieur de cet intervalle.

Tableau 4.1 Variabilité des indices géométriques mesurés sur les reconstructions 3D du rachis

Indices géométriques	Erreur de calcul		
	Delorme et al. (2003) (degrés)	Présente étude	
		P1 à P7	P8 à P10
Cobb plan frontal	0,4 à 1,8	4	7
Cobb plan latéral	2,4 à 7,5	4	4
Plan de déformation maximale	4 à 9,3	33	26
Rotation axiale de la vertèbre apicale	4 à 8	4	6

D'après le tableau précédent, l'angle de Cobb dans le plan frontal ainsi que l'orientation du plan de déformation maximale présentent des écarts plus importants que ce qui a été rapporté par Delorme et al. (2003). Pour l'angle de Cobb dans le plan frontal, l'approximation des manœuvres chirurgicales d'insertion des implants et de compression peut être à l'origine de ces erreurs. Dans le cas de la compression, il est difficile de vérifier si ce qui a été appliqué lors des simulations est représentatif des manœuvres chirurgicales réelles. Lors de la chirurgie, le chirurgien applique de la compression à tous les niveaux, alors que ce n'est pas le cas en simulation. Ceci peut expliquer les différences obtenues, particulièrement pour les patients dont les simulations ont présenté une sous-correction (P3, P4, P5, P9 et P10). Toutefois, les valeurs obtenues pour cet indice sont jugées satisfaisantes puisque des écarts inférieurs à 10 degrés sont jugés faibles. Le plan de déformation maximale est une donnée intéressante pour les chirurgiens mais son calcul lors des simulations présente des écarts importants par rapport aux données post-opératoires (Stirbu 2004, Petit 2003, Aubin

2003). Dans cette étude, le calcul de cet indice est contraint sur la région instrumentée. Dans cette dernière, l'angle de Cobb dans le plan sagittal à la fin des simulations avoisine zéro dans 8 cas sur 10. L'utilisation de tiges non cintrées en est la cause, conférant au rachis un aspect plat dans la région instrumentée. Lors du calcul de l'orientation du plan de déformation maximale, comme il n'y a pas de courbure dans le plan sagittal, les angles de Cobb maximaux sont trouvés dans le plan frontal où se trouvent les déformations résiduelles de la courbure frontale initiale. Ceci explique que, pour ces 8 cas, l'orientation du plan de déformation maximale avoisine 90 degrés ce qui représente le plan frontal. Dans certains cas, il arrive que les angles de Cobb dans les deux plans avoisinent zéro. Cet indice devient alors très instable puisque le calcul de l'orientation du plan de déformation maximale d'une courbe relativement rectiligne présente une infinité de solution. Ceci explique les erreurs importantes qui sont générées lors de son calcul. Pour les patients P4 et P8, l'orientation du plan de déformation maximale, à chaque étape de simulation, évolue graduellement vers le plan latéral, ce qui est l'évolution normale attendue de ce dernier.

En rotation axiale de la vertèbre apicale, les résultats sont généralement très près des données post-opératoires. Trois cas seulement ont présenté des écarts supérieurs à 10 degrés. Toutefois, dans tous les cas, le sens de la rotation était le même que lors des chirurgies, ce qui est très satisfaisant pour cet indice.

Dans certains cas, particulièrement ceux fournis par le Dr Sucato, les erreurs de reconstruction sont plus élevées vu la mauvaise qualité des radiographies. Les erreurs de reprojection pouvaient atteindre de 20 à 30mm, ce qui est indique normalement une très

mauvaise reconstruction, alors que pour le Dr Rivard les erreurs variaient entre 0 et 3 mm ce qui est considéré comme normal (Delorme et al. 2003). Pour les patients du Dr Sucato, les billes de l'objet de calibrage étaient difficilement identifiables. La technique DLT utilisée ne pouvait alors faire concorder les points dans les deux vues, ce qui a donné des reconstructions médiocres dans lesquelles les corps vertébraux étaient déformés et présentaient une géométrie bien différente de ce qui pouvait être vu sur les radiographies. Ces erreurs de reconstructions sont particulièrement bien visibles sur les figures présentant les courbes rachidiennes soient pour les vertèbres instrumentées ou pour le rachis complet. Certains points dévient de la courbe normale et paraissent désalignés. Les courbes obtenues pour les patients P8, P9 et P10 en sont de bons exemples.

Un autre aspect touche les radiographies utilisées pour l'obtention du modèle 3D pré-opératoire de la colonne du patient. Celles-ci sont prises lorsque le patient est en position debout. Le modèle pré-opératoire ne correspond donc pas à la position du patient sur la table d'opération. Plusieurs études ont démontré qu'un positionnement adéquat du patient sur la table d'opération pourrait amener une correction significative des courbures ce qui n'est pas représenté dans le modèle lors des simulations de chirurgies (Delorme et al. 1998, Duke et al. 2002). Il serait intéressant dans le futur de pouvoir reconstruire la géométrie du patient une fois placé sur la table d'opération.

Les différents types d'instrumentation utilisés ont permis quelques comparaisons au niveau de l'impact du matériau des tiges sur les corrections obtenues. Le pourcentage de correction obtenu suite à l'insertion de la première tige est de 65% avec une tige en

titane alors qu'il atteint 80% avec la tige en acier. Ce phénomène est observable lors des simulations alors que la tige en titane a tendance à se déformer dans le plan frontal tandis que la tige en acier, beaucoup plus rigide, conserve sa forme droite. Avec les tiges en titane, la manœuvre de compression devient alors plus importante car c'est à ce moment que la majorité des courbures résiduelles dans le plan frontal seront réduites. Les résultats abondent dans ce sens alors que le pourcentage de correction apporté par cette manœuvre est de 11% avec une tige en titane et de seulement 5% avec la tige en acier.

Les efforts au niveau des liaisons implant/vertèbre sont en moyenne de 150N et ce, indépendamment du nombre de tiges utilisées. Ceci est important car en général les chirurgiens craignent qu'avec une seule tige les forces, surtout aux implants limites, soient trop importantes et que les implants s'arrachent. La moyenne des efforts pour les patients du Dr Sucato (P8 à P10) est de 120N. Les forces finales dans les liaisons implant/vertèbre, aux niveaux où la compression n'a pas été appliquée, ont du être sous-estimées. Pour les cas P8 à P10, la compression a été appliquée seulement sur les 3 derniers niveaux, ce qui expliquerait les valeurs de forces faibles aux implants limites supérieurs. Aucune étude ne fait état de l'ordre de grandeur des forces à l'interface implant/vertèbre aux différentes étapes de simulation. Bien que les valeurs apparaissent réalistes, il est cependant impossible de vérifier si les valeurs obtenues dans cette étude concordent avec la réalité.

Les efforts moyens trouvés dans ce projet sont plus faibles que ceux trouvés par Aubin (2003), Stirbu (2004) (350N) et Vazquez (2005) (460N), qui ont cependant

obtenu ces valeurs pour des simulations de chirurgies postérieures. Cet écart peut être expliqué par plusieurs facteurs. Premièrement, l'étendue de l'instrumentation est généralement beaucoup plus importante en chirurgie postérieure. Ensuite, le facteur le plus important est la modification des propriétés mécaniques de l'élément intervertébral pour simuler la discoïdectomie. L'impact de ce deuxième facteur sera confirmé par l'analyse de l'étude de sensibilité sur la variation des propriétés mécaniques, qui démontre qu'une augmentation de la raideur de l'élément intervertébral provoque une augmentation des forces moyennes calculées lors des simulations.

Contrairement à Stirbu (2004) et Vazquez (2005), aucune corrélation n'a été trouvée entre l'amplitude des courbures initiales et les forces. Tous les patients présentent des efforts équivalents aux liaisons implant/vertèbre, à l'exception du patient 2. Ce dernier obtient des efforts plus élevés allant jusqu'à 350N. Ceci pourrait s'expliquer par les grandes forces de compression appliquées. De plus, un mauvais alignement des implants fixés à la deuxième tige pourrait expliquer les forces importantes aux deux vertèbres inférieures.

Cette méthode de validation possède elle aussi ses limites. Elle est basée sur la comparaison entre des résultats de chirurgies réelles et la simulation de celles-ci. Ainsi, il faudrait reproduire avec beaucoup de précision les manœuvres chirurgicales effectuées par le chirurgien durant l'opération. Toutefois, il a été démontré qu'il est difficile de reproduire avec exactitude le positionnement des implants et la compression appliquée à chaque niveau intervertébral.

4.3 Influence des paramètres de simulation

L'analyse des paramètres de simulation permet d'établir l'influence de facteurs comme la forme des tiges, la position des implants, les conditions aux limites et les propriétés mécaniques sur les résultats des simulations de chirurgies.

4.3.1 Conditions aux limites

Les conditions aux limites choisies devaient représenter, de façon réaliste, le comportement du patient sur la table d'opération en palliant à l'absence du bassin, de la cage thoracique et des muscles. Ceci a été vérifié en analysant l'effet de six combinaisons de conditions aux limites différentes, sur les résultats de simulations de 2 patients. Seule, l'analyse des indices géométriques ne permettait pas de distinguer de conditions aux limites qui se démarquaient de façon importante des autres. Alors que le joint de cardan (Hooke) semblait préférable pour le patient 6, les liaisons «field» et «fixe» l'étaient pour le patient 2. Cette première analyse a toutefois permis de constater que l'ajout de la contrainte de rotation axiale à la vertèbre apicale n'influait pas ou très peu les résultats obtenus pour les joints «fixe» et «field», ce qui a été confirmé lors de l'analyse des efforts aux liaisons implant/vertèbre. Ceux-ci étaient semblables pour les liaisons «field» et «fixe», alors que le joint de cardan présentait des forces verticales jusqu'à 30% supérieures.

Le tracé des courbes rachidiennes a permis, avec les indices géométriques, de sélectionner les conditions aux limites les plus adéquates pour le modèle. Pour les 2 patients testés, les courbures rachidiennes obtenues grâce aux conditions incluant une

liaison «field» ont démontré les résultats les plus près des données post-opératoires. Comme les indices géométriques obtenus avec cette liaison présentaient des résultats satisfaisants dans les 2 cas, le joint «field» a été sélectionné comme condition limite à la vertèbre inférieure.

Les liaisons «fixe» (Stirbu 2004, Lebonhomme 2004, Roth 2003) et de cardan (Luce 2005, Vazquez 2005) sont des conditions limites qui ont été utilisées dans plusieurs modèles. Le joint «field», développé récemment, est particulier puisqu'il permet de conserver 6 degrés de liberté, ce qui est plus près de la réalité physiologique de cette liaison. À la vertèbre supérieure toutefois, les contraintes appliquées tentent de reproduire le comportement peropératoire du patient en maintenant l'alignement de la tête par rapport au bassin (Stokes 1993, Gardner-Morse 1994) sans permettre la rotation axiale. En réalité, il existe des déplacements per-opératoires du rachis qui sont importants. Les conditions aux limites sont un facteur important dans l'adéquation entre les résultats de simulations et les données post-opératoires. Elles ont une influence importante, particulièrement sur la zone non-instrumentée dont le comportement reste très difficile à simuler adéquatement vu les restrictions imposées par les conditions aux limites.

4.3.2 Positionnement des implants

La technique de positionnement des implants préconisée dans ce travail, laissait place à de nombreuses erreurs d'interprétation. De plus, vu les erreurs de reconstructions, la géométrie du corps vertébral reconstruit ne correspondait pas toujours

à celle de la vertèbre du patient. Il faut alors tenir compte de ces erreurs lors du positionnement des implants. Les résultats de cette étude de sensibilité ont toutefois démontré que de faibles déplacements avaient peu d'influence sur les indices géométriques comme les angles de Cobb et la rotation axiale de la vertèbre apicale avec de faibles variations n'excédant pas 2 degrés. L'orientation du plan de déformation maximale toutefois, a été le plus influencé avec des différences allant jusqu'à 14 degrés. Les graphiques de positionnement des vertèbres ont aussi démontré qu'un faible déplacement d'implants pouvait provoquer un déplacement de quelques millimètres de la vertèbre, ce qui donne l'impression dans les graphiques que les vertèbres sont mal alignées. Une petite erreur de positionnement des implants peut ainsi être à l'origine de ces écarts.

Seuls les efforts verticaux varient de façon importante avec des augmentations allant jusqu'à 60%. Les liaisons implant/vertèbre les plus affectées sont celles où il y a fixation d'implants sur une 2^e tige. Aubin et al. (2003) et Stirbu (2004), ont eux aussi constaté que l'alignement des implants par rapport aux tiges influence l'amplitude des forces au niveau de la liaison implant/vertèbre.

4.3.3 Forme de la tige

La forme de la tige n'ayant été modifiée que dans le plan latéral, ceci explique que l'angle de Cobb dans le plan frontal ait été peu influencé. Dans un des cas, le cintrage des tiges a amélioré significativement les résultats d'angle de Cobb obtenus dans le plan latéral, diminuant de 5 degrés l'écart par rapport aux données post-

opératoires. Le plan de déformation maximale a aussi été très influencé par le cintrage des tiges. Dans les 2 cas, l'écart par rapport aux données post-opératoires pour le plan de déformation maximale a été réduit. Il est toutefois impossible de savoir si les déformations des tiges observées sur les radiographies ont été induites par le chirurgien *in-situ*.

Cette étude de sensibilité démontre toutefois qu'un cintrage des tiges, même très faible, du moins dans le plan latéral, permettrait une meilleure conservation des courbures naturelles sagittales sur la zone instrumentée.

4.3.4 Propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale

Une partie importante de ce travail reposait sur le choix des propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale pour représenter la discoïdectomie et l'insertion de greffon. Les valeurs choisies étaient basées sur une seule étude, celle de Boudreault (1994), et représentait une grande approximation puisque les propriétés dépendent en grande partie de la quantité de disque réséquée et de la compacité du greffon. La simulation des chirurgies de 2 patients avec 3 matrices de raideur différentes de celle utilisée initialement, a permis de d'analyser les résultats obtenus pour une plage de données allant de valeurs non-réduites (matrice utilisée pour modéliser les liaisons intervertébrales sans discoïdectomie) à des valeurs médianes entre cette dernière et les valeurs originales. Pour ce qui est des angles de Cobb dans le plan frontal, les résultats se rapprochent des données post-opératoires plus les propriétés mécaniques diminuent.

Le contraire se produit toutefois dans le plan latéral alors que les meilleurs résultats sont toujours obtenus avec la matrice plus rigide (A).

Cette étude de sensibilité a été menée sur des patients avec une instrumentation différente (acier et titane). Pour les 2 patients, les efforts maximaux et moyens augmentent graduellement avec l'augmentation de la raideur de la liaison. Les efforts calculés suite aux simulations avec la matrice plus rigide (A) sont de 3 à 4 fois plus élevés que ceux obtenus avec la matrice originale.

Stirbu (2004) avait tenté de représenter cette manœuvre en modifiant le module d'Young de son élément intervertébral qui était une poutre. Il avait alors conclu que la modélisation de la discoïdectomie n'avait aucun impact ou nuisait à ses résultats. Ces conclusions viennent à l'encontre des résultats de la présente étude. Roth (2003) utilisait aussi une poutre comme élément intervertébral mais ce dernier avait plutôt modifié les moments d'inertie I_{zz} et I_{yy} , et l'aire effective en cisaillement d'après les études de Boudreault (1994). Ces modifications sont semblables à celles appliquées dans ce travail. Ce modèle n'a toutefois pas pu être testé pour une chirurgie antérieure et il est donc impossible de comparer les résultats de simulation.

4.4 Évaluation de configurations d'instrumentation

Afin de choisir une stratégie d'instrumentation «optimale», les indices géométriques, les courbes rachidiennes ainsi que les efforts, relatifs aux différentes stratégies, devaient être analysées conjointement. Cette étude aura permis de faire la distinction entre des stratégies qui paraissent semblables, mais qui peuvent avoir des

répercussions différentes pour le patient. L'instrumentation, ne serait-ce que d'un niveau supplémentaire par exemple, aura pour effet de restreindre d'avantage ses mouvements au niveau du dos. Ce choix pourrait toutefois être justifié par une meilleure correction ou par une diminution significative des forces implant/vertèbre qui préviendrait l'arrachement potentiel des implants.

À la lumière des résultats obtenus, l'ajout d'une deuxième tige s'est avéré indispensable vu les efforts importants aux liaisons implant/vertèbre calculés pour la stratégie 3 (une tige de T10 à L3). Pour les stratégies 4 et 5, aucune différence n'a été remarquée au niveau des indices géométriques. Toutefois la stratégie 5 présente des efforts moins importants aux liaisons implant/vertèbre. Un seul implant aux extrémités de la deuxième tige serait donc avantageux. Ceci est aussi confirmé par la comparaison des efforts entre les stratégies 1 et 6. Toutefois, il faut considérer que l'alignement des implants peut avoir eu une influence sur les résultats. Plus il y en a, plus l'influence de leur alignement affecte les efforts. Ceci est observable par les efforts obtenus avec la stratégie 2 pour laquelle deux implants ont été insérés dans chaque vertèbre.

Les résultats obtenus portent à choisir la stratégie 4 comme stratégie optimale. Toutefois, la stratégie 1 présente des résultats très semblables à l'exception de forces moyennes supérieures d'environ 30%, mais qui restent tout de même assez faibles à 160N. De plus, la stratégie 4 implique l'instrumentation d'un niveau de plus. Tous ces avantages et inconvénients devront être considérés par le chirurgien qui jugera d'après ses connaissances de la meilleure stratégie à adopter.

CONCLUSION

L'objectif global de ce projet était de développer et de valider un modèle biomécanique pour la simulation 3D de chirurgies antérieures du rachis scoliotique. Ce modèle devait permettre la prédiction des résultats de chirurgies et pouvoir être utilisé afin de recommander des configurations d'instrumentations «optimales».

Le modèle biomécanique avec mécanismes flexibles utilisé dans ce projet évolue depuis plusieurs années (Poulin 1998, Aubin et coll. 2003, Verniest 2003, Petit 2003, Stirbu 2004, Luce 2005, Vazquez 2005) et peut maintenant être utilisé pour la simulation de chirurgies d'instrumentation antérieure. La validation du modèle par la simulation de chirurgies réelles a permis d'établir que le modèle simule adéquatement les corrections du rachis dans les plans frontal et sagittal. Les études de sensibilité ont démontré que le déplacement d'implants n'avait d'effet qu'au niveau des efforts implant/vertèbre et que le choix des conditions aux limites avait des répercussions importantes sur les prédictions du modèle. De plus, l'étude sur la forme des tiges permet de constater qu'il y aurait un avantage à les cintrer dans le plan latéral. Le choix des propriétés mécaniques de la liaison intervertébrale s'est avéré adéquat et a été justifié par des tests avec différentes valeurs. L'utilisation du modèle pour le choix de stratégies d'instrumentation «optimales» s'est avérée très intéressante puisque les résultats obtenus concordaient avec ce qui était attendu cliniquement.

Les principaux écarts rencontrés entre les résultats de simulation et les données post-opératoires sont possiblement dus aux erreurs de reconstruction et à l'estimation de

la position des implants et de la manœuvre de compression. De plus, les efforts calculés peuvent être influencés par plusieurs facteurs dont l'étape de compression et l'alignement des implants, particulièrement lorsqu'il y a présence d'une deuxième tige.

Les quelques recommandations suivantes permettraient pour les travaux futurs d'améliorer le modèle :

- 1- Une modélisation plus réaliste des liaisons implant/vertèbre et intervertébrale ainsi que des conditions aux limites avec des éléments non linéaires;
- 2- Une personnalisation des propriétés mécaniques à chaque niveau vertébral non instrumenté. Ceci permettrait de mieux simuler les corrections sur l'ensemble du rachis et d'ajuster le modèle selon la flexibilité du patient;
- 3- Un ajustement de la matrice de raideur représentant la discoïdectomie selon les niveaux vertébraux instrumentés;
- 4- L'obtention d'informations plus précises sur la compression segmentaire, soit en calculant la distance entre les implants avant et après la compression durant la chirurgie, ou en mesurant les forces appliquées par le chirurgien durant cette manœuvre chirurgicale.
- 5- Amélioration de la méthode de validation du modèle. Remplacer l'utilisation de données pré-opératoires et post-opératoires pour des données per-opératoires (géométrie du patient sur la table d'opération, forme de la tige per-opératoire, etc.)

Ce projet démontre la possibilité de prédire à l'aide d'un modèle biomécanique les résultats mécaniques et géométriques d'une chirurgie antérieure du rachis

scoliotique. Le modèle pourra donc être incorporé au simulateur de chirurgies présentement en développement et qui démontre des résultats probants pour la chirurgie postérieure. Cet ajout fera du simulateur un outil plus complet pour la planification pré-opératoire de chirurgies de la colonne vertébrale.

RÉFÉRENCES

- AUBIN, C.-E., DANSEREAU, J., PETIT, Y., PARENT, F., DE GUISE, J. A., LABELLE, H. 1998. «Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks». *Eur Spine*. 7:1. 59-65.
- AUBIN, C.-E., DESCRIMES, J.-L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F., LABELLE, H. 1995. «Geometrical Modelling of the Spine and Thorax for Biomechanical Analysis of Scoliotic Deformities Using Finite Element Method». *Ann Chir*. 49:8. 749-761.
- AUBIN, C.-E., PETIT, Y., STOKES, I. A. F., POULIN, F., GARDNER-MORSE, M., LABELLE, H. 2003. «Biomechanical Modeling of Posterior Instrumentation of the Scoliotic Spine». *Comput Method Biomech Biomed Eng*. 6:1. 27-32.
- BINNS, M. 1988. «Joint laxity in idiopathic adolescent scoliosis». *J Bone Joint Surg Br*. 70:3. 420-422.
- BOUDREAULT, F. 1994. *Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain*. 153p. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- BREEZE, S. W., DOHERTY, B. J., NOBLE, P. S., LEBLANC, A., HEGGENESS, M. H. 1998. «A Biomechanical Study of Anterior Thoracolumbar Screw Fixation». *Spine*. 23:17. 1829-1831.
- BRODKE, D. S., GOLLOGLY, S., BACHUS, K. N., ALEXANDER MOHR, R., NGUYEN, B.-K. N. 2003. «Anterior Thoracolumbar Instrumentation: Stiffness and Load Sharing Characteristics of Plate and Rod Systems». *Spine*. 28:16. 1794-1801.

CHAPMAN, J. R., HARRINGTON, R. M., LEE, K. M., ANDERSON, P. A., TENCER, A. F. KOWALSKI, D. 1996. «Factors Affecting the Pullout Strength of Cancellous Bone Screws». *J Biomech Eng.* 118:3. 391-398.

CLOUTIER, L. 2003. *Étude biomécanique de paramètres d'instrumentation chirurgicale antérieure du rachis scoliotique*. 137p. Mémoire de maîtrise en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

COBB, J. R. 1948. «Outline for the study of scoliosis». *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect.* 5. 261-275.

COTREL, Y., DUBOUSSET, J. 1984. «A new technic for segmental spinal osteosynthesis using the posterior approach». *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 70:6. 489-494.

COTREL, Y., DUBOUSSET, J. 1992. CD *Instrumentation en chirurgie rachidienne*. Montpellier, France: Sauramps Médical. 159p.

CUNDY, P. J., PATERSON, D. C., HILLIER, T. M., SUTHERLAND, A. D., STEPHEN, J. P., FOSTER, B. K. 1990. «Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg Br.* 72:4. 670-674.

DELORME, S., LABELLE, H. 1998. «Correction of adolescent idiopathic scoliosis: the use of 3D geometrical and mechanical modeling of the spine to understand and predict the effects of brace treatment and of surgery». *J Jpn Scoliosis Soc.* 13:1.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., LABELLE, H., AUBIN, C.-E., DANSEREAU, J. 2003. «Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images». *IEEE Trans Biomed Eng.* 50:8. 989-998.

DICKMAN, C. A., MICAN, C. A. 1996. «Multilevel anterior thoracic discectomies and anterior interbody fusion using a microsurgical thoracoscopic approach». *J Neurosurg.* 84:1. 104-109.

DUKE, K., DANSEREAU, J., LABELLE, H., KOLLER, A., JONCAS, J., AUBIN, C.-E. 2002. «Study of patient positioning on a dynamic frame for scoliosis surgery». *Stud Health Technol Inform.* 91. 144-148.

DWYER, A. F., NEWTON, N. C., SHERWOOD, A. A. 1969. «An anterior approach to scoliosis. A preliminary report». *Clin Orthop Relat Res.* 62. 192-202.

ECKER, M. L., BETZ, R. R., TRENT, P. S., MAHBOUBI, S., MESGARZADEH, M., BONAKDAPOUR, A., DRUMMOND, D. S., CLANCY, M. 1988. «Computer tomography evaluation of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis». *Spine.* 13:10. 1141-1144.

EYSEL, P., SCHWITALLE, M., OBERSTEIN, A., ROMPE, J. D., HOPF, C., KULLMER, K. 1998. «Preoperative Estimation of Screw Fixation Strength in Vertebral Bodies». *Spine.* 23:2. 174-180.

GARDNER-MORSE, M.G., LAIBLE, J. P., STOKES, I. A. 1990. «Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis». *J Biomech Eng.* 112:4. 481-483.

GARDNER-MORSE, M.G., STOKES, I. A. F. 1994. «Three-Dimensional Simulations of the Scoliosis Derotation Maneuver With Cotrel-Dubousset Instrumentation». *J Biomech.* 27:2. 177-181.

GHISTA, D. N., VIVIANI, G. R., SUBBARAJ, K., LOZADA, P. J., SRINIVASAN, T. M., BARNES, G. 1988. «Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction». *J Biomech.* 21:2. 77-88.

HARRINGTON, P. R. 1988. «The history and development of Harrington instrumentation. by Paul R. Harrington, 1973». *Clin Orthop Relat Res.* 227. 3-5.

HORTON, W. C., BLACKSTOCK, S. F., NORMAN, J. T., HILL, C. S., FEIERTAG, M. A., HUTTON, W. C. 1996. «Strength of Fixation of Anterior Vertebral Body Screws». *Spine.* 21:4. 439-444.

KAPANDJI, I.A. 1974. *The Physiology of the Joints: The Trunk and the Vertebral Column.* Churchill Livingstone. 256p.

KING, H. A., MOE, J. H., BRADFORD, D. S., WINTER, R. B. 1983. «The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis». *J Bone Joint Surg Am.* 65:9. 1302-1313.

LAFAGE, V., DUBOUSSET, J., LAVASTE, F., SKALLI, W. 2002. «Finite element simulation of various strategies for CD correction». *Stud Health Technol Inform.* 91. 428-432.

LANGE, F. 1986. «The classic. Support for the spondylitic spine by means of buried steel bars, attached to the vertebrae. By Lange, F. 1910». *Clin Orthop Relat Res.* 203. 3-6.

LAVASTE, F., SKALLI, W., ROBIN, S., ROY-CAMILLE, R., MAZEL, C. 1992. «Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine». *J Biomech.* 25:10. 1153-1164.

LE BONHOMME, M. 2003. *Simulation de l'instrumentation chirurgicale du rachis par abord antérieur à l'aide d'une modélisation multi-corps flexibles.* 34p. Projet de fin d'études en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal et École Supérieure d'Ingénieurs d'Annecy.

LE BORGNE, P. 1998. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset.* 155p. Thèse de doctorat en génie mécanique. École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers de Paris.

LENKE, L.G., BETZ, R.R., HARMS, J., BRIDWELL, K.H., CLEMENTS, D.H., LOWE, T.G., BLANKE, K. 2001. «Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis». *J Bone Joint Surg Am.* 83-A:8. 1169-1181.

LENKE, L.G., BETZ, R.R., HARMS, J. 2004. *Modern Anterior Scoliosis Surgery*. 1st ed. St-Louis, Missouri: Quality Medical Publishing. 727p.

LIEBERMAN, I.H., KHAZIM, R., WOODSIDE, T. 1998. «Anterior Vertebral Body Screw Pullout Testing: a Comparison of Zielke, Kaneda, Universal Spine System, and Universal Spine System With Pullout-Resistant Nut». *Spine.* 23:8. 908-910.

LOWE, T., O'BRIEN, M., SMITH, D., FITZGERALD, D., VRANEY, R., EULE, J., ALONGI, P. 2002. «Central and Juxta-Endplate Vertebral Body Screw Placement: a Biomechanical Analysis in a Human Cadaveric Model». *Spine.* 27:4. 369-373.

LUCE, F. 2004. *Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose*. 137p. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

NETTER, F.H. 2004. *Atlas d'anatomie humaine*. 3e ed. France: Masson. 542p.

NEWTON, P.O., CARDELIA, J.M., FARNSWORTH, C.L., BAKER, K.J., BRONSON, D.G. 1998. «A biomechanical comparison of open and thoracoscopic anterior spinal release in a goat model». *Spine.* 23:5. 530-535.

OGON, M., HAID, C., KRISMER, M., STERZINGER, W., BAUER, R. 1996. «Comparison Between Single-Screw and Triangulated, Double-Screw Fixation in Anterior Spine Surgery: a Biomechanical Test». *Spine.* 21:23. 2728-2734.

OXLAND, T.R., LIN, R.M., PANJABI, M.M. 1992. «Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction». *J Orthop Res.* 10:4. 573-580.

- PANJABI, M.M., BRAND, R.A. JR, WHITE, A.A. 3RD. 1976. «Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves». *J Bone Joint Surg Am.* 58-A:5. 642-652.
- PARENT, S., LABELLE, H., SKALLI, W., DE GUISE, J. 2004. «Vertebral wedging characteristic changes in scoliotic spines». *Spine.* 29:20. E455-E462.
- PATWARDAN, A.G., SONI, A.H., SULLIVAN, J.A., GUDAVALLI, M.R., SRINIVASAN, V. 1982. «Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load--part II: simulation study». *J Biomech Eng.* 104:2. 112-118.
- PERDRIOLLE, R. 1979. *La scoliose. Son étude tridimensionnelle.* Paris, France: Maloine S.A. 144p.
- PETIT, Y. 2002. *Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale.* 197p. Thèse de doctorat en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- PONCET, P., DANSEREAU, J., LABELLE, H. 2001. «Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification». *Spine.* 26:20. 2235-2243.
- POPE, M.H., STOKES, I.A., MORELAND, M. 1984. «The biomechanics of scoliosis». *Crit Rev Biomed Eng.* 11:3. 157-188.
- POULIN, F. 1998a. *Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique.* 228p. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.
- POULIN, F., AUBIN, C.E., STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M., LABELLE, H. 1998b. «Biomechanical Modeling of Scoliotic Spine Instrumentation Using Flexible Mechanisms: Feasibility Study». *Ann Chir.* 52:8. 761-767.

ROACH, J.W. 1999. «Adolescent idiopathic scoliosis». *Orthop Clin North Am.* 30:3. 353-365, vii-viii.

ROHLMANN, A., RICHTER, M., ZANDER, T., KLOCKNER, C., BERGMANN, G. 2006. «Effect of different surgical strategies on screw forces after correction of scoliosis with a VDS implant». *Eur Spine J.* 15:4. 457-464.

ROTH, N. 2003. *Modélisation multi-corps flexibles de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique par abord antérieur*. Projet de fin d'études en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal et École Nationale Supérieure de Mécanique et d'Aérotechnique de France.

SCHLENK, R.P., KOWALSKI, R.J., BENZEL, E.C. 2003. «Biomechanics of spinal deformity». *Neurosurg Focus.* 14:1(article 2). 1-15.

SCHULTZ, A.B., GALANTE, J.O. 1970. «A mathematical model for the study of the mechanics of the human vertebral column». *J Biomech.* 3:4. 405-416.

SHIMAMOTO, N., KOTANI, Y., SHONO, Y., KADOYA, K., ABUMI, K., KANEDA, K., MINAMI, A. 2001. «Biomechanical Evaluation of Anterior Spinal Instrumentation Systems for Scoliosis: in Vitro Fatigue Simulation». *Spine.* 26:24. 2701-2708.

SNYDER, B.D., ZALTZ, I., HALL, J.E., EMANS, J.B. 1995. «Predicting the Integrity of Vertebral Bone Screw Fixation in Anterior Spinal Instrumentation». *Spine.* 20:14. 1568-1574.

STIRBU, R. 2004. *Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique*. 98p. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

STOKES, I., GREENAPPLE, D.M. 1985. «Measurement of surface deformation of soft tissue». *J Biomech.* 18:1. 1-7.

STOKES, I.A., BIGALOW, L.C., MORELAND, M.S. 1986. «Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis». *Spine*. 11:3. 213-218.

STOKES, I.A. 1994. «Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: a Report Presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity». *Spine*. 19:2. 236-248.

SWARTZ, D.E., WITTENBERG, R.H., SHEA, M., WHITE, A.A. 3RD, HAYES, W.C. 1991. «Physical and mechanical properties of calf lumbosacral trabecular bone». *J Biomech*. 24:11. 1059-1068.

SYLVESTRE, P.L. 2006. *Modélisation par éléments finis des plaques de croissance dans un modèle volumique du rachis*. 125p. Mémoire de maîtrise en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

TROCHU, F. 1993. «A contouring program based on dual kriging interpolation». *Eng Comput*. 9. 160-177.

UPADHYAY, S.S., HSU, L.C., HO, E.K., LEONG, J.C., LEE, M.K. 1991. «Disproportionate body growth in girls with adolescent idiopathic scoliosis. A longitudinal study». *Spine*. 16:8 Suppl. S343-S347.

VAZQUEZ, R. 2005. *Modélisation et étude biomécanique de l'influence de la cage thoracique sur une instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique*. 120p. Mémoire de maîtrise en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

VERNIEST, F. 2003. *Formalisation d'actes chirurgicaux de la correction du rachis scoliotique: Application à leur modélisation mécanique par approche multi-corps*. 233p. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

WHITE, A.A. 3RD. 1969. «Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimens». *Acta Orthop Scand Suppl*. 127. 1-105.

WHITE, A.A. 3RD, PANJABI, M.M. 1978. «The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge». *Spine*. 3:1. 12-20.

WHITE, A.A. 3RD, PANJABI, M.M. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 752p.

ZHANG, Q.H., TAN, S.H., CHOU, S.M. 2004. «Investigation of Fixation Screw Pull-Out Strength on Human Spine». *J Biomech*. 37:4. 479-485.

ZIELKE, K., STUNKAT, R., BEAUJEAN, F. 1976. «Ventrals derotations-spondylodesis(author's trans)». *Arch Orthop Unfallchir*. 85:3. 257-277.

ANNEXE A. ANALYSE FONCTIONNELLE

Introduction

Cette annexe présente l'analyse fonctionnelle des systèmes d'instrumentation Frontier et Cotrel-Dubousset Éclipse, qui ont été utilisés pour instrumenter les patients dont les chirurgies ont été simulées dans le cadre de ce projet. Cette analyse servira à définir les surfaces fonctionnelles de chaque composante des systèmes d'instrumentation. Le contact entre ces surfaces sera ensuite analysé à chaque étape de la chirurgie afin de déterminer les degrés de liberté disponibles suite au contact de deux composantes. Ceci permettra de modéliser adéquatement chaque étape de la chirurgie.

A.1 Surfaces fonctionnelles

Une surface fonctionnelle représente la surface de contact entre deux corps rigides. Les composantes analysées sont les vertèbres, les vis mono-axiales, les écrous et les tiges.

L'identification des surfaces fonctionnelles entre les composantes du système sert à identifier correctement le mouvement relatif entre deux composantes. Les figures qui suivent font état des surfaces fonctionnelles des composantes énumérées.

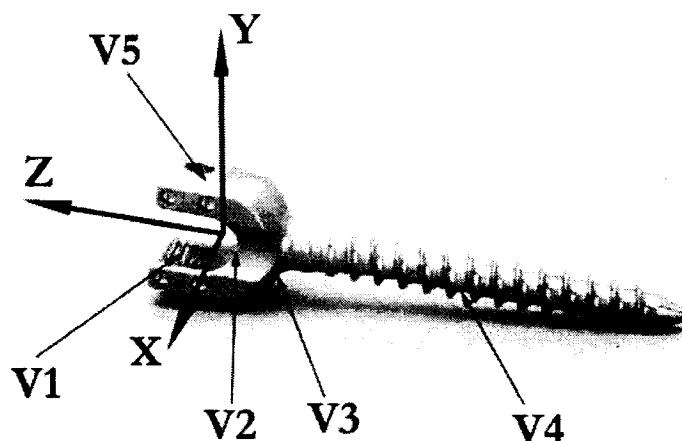


Figure A.1 Surfaces fonctionnelles d'une vis : (V1) filet pour l'écrou, (V2) surface d'arrêt pour la tige, (V3) surface d'appui avec la vertèbre, (V4) partie filetée de la vis, (V5) surface extérieure de la tête.

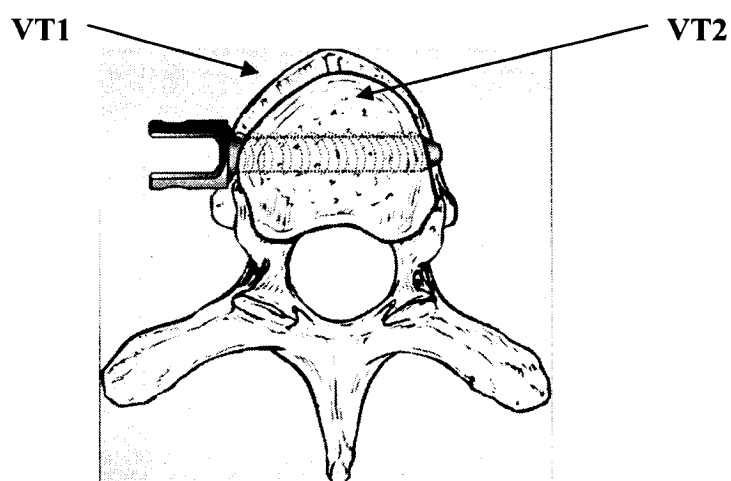


Figure A.2 Surfaces fonctionnelles typiques des vertèbres (instrumentation antérieure) : (VT1) surface latérale du corps vertébral, (VT2) surface latérale de l'alésage

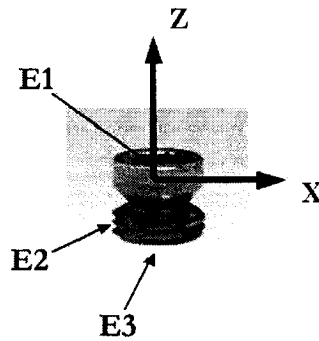


Figure A.3 Surfaces fonctionnelles d'un écrou : (E1) surface de contact avec l'outil de serrage, (E2) filet, (E3) surface d'appui sur la tige

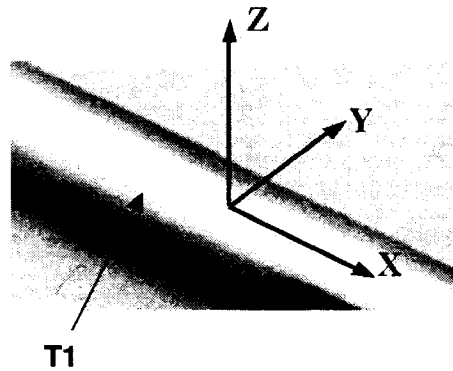


Figure A.4 Surface fonctionnelle de la tige : (T1) surface de la tige

A.2 Degrés de liberté et efforts transmis

Pendant les étapes de la chirurgie, le mouvement relatif des composantes est défini par les degrés de liberté et les efforts transmis par les surfaces fonctionnelles en contact. Les surfaces fonctionnelles en contact sont identifiées dans cette section pour chaque séquence d'installation du système d'instrumentation. Les surfaces fonctionnelles présentées appartiennent aux vertèbres et aux composantes du système d'instrumentation.

La chirurgie comporte plusieurs étapes. Certaines de ces étapes sont optionnelles pour la modélisation implémentée dans le simulateur. Seules les étapes suivantes seront analysées :

- Pose des implants dans les corps vertébraux
- Insertion de la première tige et serrage partiel des écrous
- Compression
- Serrage complet des écrous de la première tige
- Insertion de la deuxième tige
- Serrage complet des écrous de la deuxième tige

Les tableaux suivants présentent ces degrés de liberté ainsi que les types d'efforts qui sont transmis. Ces informations sont exprimées dans les repères locaux des composantes du système d'instrumentation.

Tableau A.1 Surfaces en contact, degrés de liberté relatifs et efforts transmis à l'étape de pose des implants dans les vertèbres

Composantes		Vertèbre	
Vis	Contacts	V3/VT1	V4/VT2
	DDL	Tz, Rz	Tz, Rz
	Efforts transmis	Fx, Fy, Mx, My	Fx, Fy, Mx, My

Tableau A.2 Surfaces fonctionnelles à la pose de la première tige avec serrage partiel des écrous

Composantes		Vertèbre		Tige	Écrous
Vis	Contacts	V3/VT1	V4/VT2	T1/V2*	E2/V1
	DDL	Tz, Rz	Tz, Rz	Tx, Tz, Rx, Ry	Tz, Rz
	Efforts transmis	Fx, Fy, Mx, My	Fx, Fy, Mx, My	Fz, Mz	Fx, Fy, Mx, My
Écrous	Contacts			T1/E3*	
	DDL			Tx, Rx	
	Efforts transmis			Fy, Fz, My, Mz	

* la tige est en contact soit avec l'écrou soit avec l'implant

Tableau A.3 Surfaces fonctionnelles lors de la compression segmentaire

Composantes		Vertèbre		Tige	Écrous
Vis	Contacts	V3/VT1	V4/VT2	T1/V2*	E2/V1
	DDL	Tz, Rz	Tz, Rz	Tx, Tz, Rx, Ry	Tz, Rz
	Efforts transmis	Fx, Fy, Mx, My	Fx, Fy, Mx, My	Fz, Mz	Fx, Fy, Mx, My
Écrous	Contacts			T1/E3*	
	DDL			Tx, Rx	
	Efforts transmis			Fy, Fz, My, Mz	

* la tige est en contact soit avec l'écrou soit avec l'implant

Lorsque le serrage des écrous est complété, tous les degrés de liberté entre l'implant et la tige sont supprimés.

Tableau A.4 Surfaces fonctionnelles lors du serrage complet des écrous

Composantes		Vertèbre		Tige	Écrous
Vis	Contacts	V3/VT1	V4/VT2	T1/V2*	E2/V1
	DDL	Tz, Rz	Tz, Rz	aucun	Tz, Rz
	Efforts transmis	Fx, Fy, Mx, My	Fx, Fy, Mx, My	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	Fx, Fy, Mx, My
Écrous	Contacts			T1/E3*	
	DDL			aucun	
	Efforts transmis			Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	

ANNEXE B. MODÉLISATION DU BANC D'ESSAIS

L'annexe qui suit présente tous les paramètres nécessaires à la modélisation du banc d'essais de Cloutier (2003) (figure B.3.a) fait dans le cadre de son mémoire. L'étude portait sur les paramètres d'instrumentation chirurgicale antérieure du rachis scoliotique et a servi à valider les paramètres utilisés pour la liaison intervertébrale et la liaison implant/vertèbre. Les sections qui suivent présentent toutes les étapes de modélisation du banc d'essais et les méthodes d'application des différentes forces sur le modèle (figure B.3.b).

B.1 Les pièces

B.1.1 Vertèbres

Les vertèbres sont représentées par des cylindres rigides de 35 mm de diamètre et de 20 mm de hauteur. Le modèle rachidien contient 5 unités fonctionnelles (6 cylindres). La masse des cylindres a été fixée arbitrairement à 0,3 kg et leurs moments d'inertie sont pris unitaires puisque les essais se font en mode quasi-statique. Le centre du plateau inférieur du cylindre distal est positionné au point de coordonnée (0,0,0) (que nous appellerons aussi « ground ») et les cylindres sont espacés de 7mm.

B.1.2 Câble

Le câble utilisé pour suspendre la précharge est modélisé par deux assemblages de segments rigides et flexibles de 155 mm de longueur basé sur la même méthode de

modélisation que pour les tiges utilisées lors des simulations. Les propriétés mécaniques des segments flexibles de la tige correspondent aux valeurs réelles d'une tige en acier inox M30NW de 4,5mm de diamètre.

B.1.3 Vis

L'instrumentation utilisée lors du banc d'essais est le Cotel-Dubousset Horizon Eclipse (CDHE) (Sofamor Danek, Memphis, Tennessee). Bien que les vis soient canulées pour leur utilisation en endoscopie, seules des vis mono-axiales classiques sont représentées dans le modèle numérique. Ceci n'a toutefois pas d'importance puisque l'aspect visuel des implants n'a aucun impact sur les simulations. Selon les essais, celles-ci peuvent avoir un diamètre de 5,5 ou 7,5 mm (modification de la matrice de raideur de l'élément « field », implant/vertèbre; voir section 2.3) et une longueur de 25 ou 40 mm selon que la prise est mono- ou bicorticale (modification de la matrice de raideur de l'élément « field » implant/vertèbre; voir section 2.3). Les vis peuvent être insérées de deux façons différentes : 1- parfaitement centrées latéralement et verticalement (voir figure B.1a), 2- centrées verticalement mais avec un angle de 22,5 degrés par rapport au plan frontal (figure B.1b).

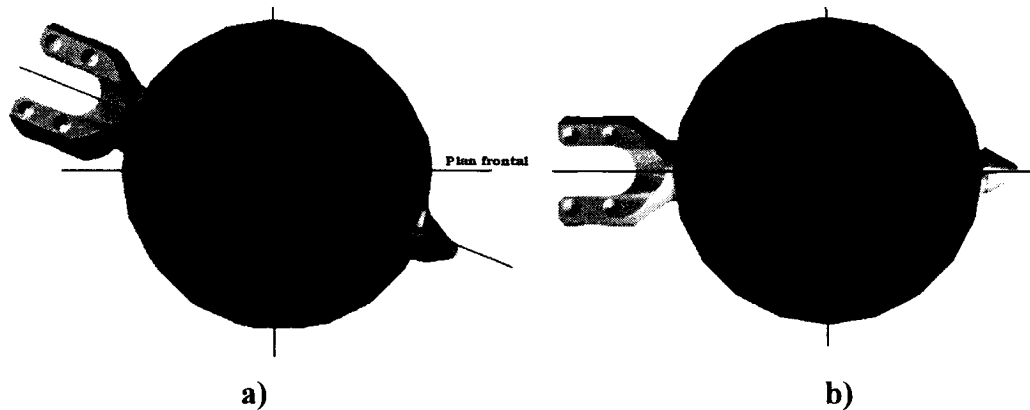


Figure B.1 Positionnement des implants dans les vertèbres (a) 22.5 degrés par rapport au plan frontal (b) parallèles au plan frontal

Le tableau B.1 présente les paramètres à l'étude pour le banc d'essais ainsi que leurs modalités (-1 ou +1). Le tableau B.2 présente les modalités appliquées aux 4 modèles rachidiens testés.

Tableau B.1: Paramètres de l'étude et leurs modalités

Paramètres	Modalités	
	-1	+1
Diamètre des vis	5.5mm	7.5mm
Angle des vis (p/r au plan frontal)	22.5°	0°
Prise sur l'os des vis	Bicorticale	Monocorticale
Nombre d'UF	5	8

Tableau B.2: Modalités des quatre modèles rachidiens testés

Identificateurs (relatifs au banc d'essais)	Diamètre des vis	Angle des vis	Prise des vis	Nombre d'UF instrumentée
R1	-1	-1	-1	-1
R4	1	1	-1	-1
R6	1	-1	1	-1
R7	-1	1	1	-1

B.1.4 Écrou

Les écrous sont les mêmes que ceux utilisés lors des simulations de chirurgies. Leur géométrie reste inchangée quels que soient les paramètres des vis utilisées.

B.1.5 Tige

La tige est modélisée de la même façon que lors des simulations de chirurgie, soit par assemblage de segments rigides et flexibles. Elle est droite (pas de cintrage) et a une longueur de 145mm.

B.2 Les liaisons**B.2.1 Corde**

Les deux segments de câbles sont fixés rigidement à la vertèbre limite supérieure par une liaison fixe et reliés à chaque vertèbre par un lien cylindrique permettant une

translation ainsi qu'une rotation dans l'axe du joint. L'extrémité inférieure des câbles est libre de tout mouvement.


B.2.2 Intervertébrale

La liaison intervertébrale est représentée dans le modèle numérique par un élément de type « field ». Les valeurs utilisées pour la matrice de rigidité sont les mêmes que dans le modèle utilisé lors des simulations.

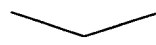
B.2.3 Implant/vertèbre

Cette liaison est aussi représentée par un élément de type « field », (figure B.2), permettant de caractériser la rigidité en translation et en rotation entre l'implant et la vertèbre. Les coefficients de rigidité varient selon la prise de l'implant dans l'os (mono- ou bicorticale) et selon le diamètre de l'implant. La revue de littérature a permis de recenser un grand nombre d'études sur le complexe implant/vertèbre dans le contexte d'une instrumentation antérieure.

$$k_{\text{rigidité}} = \begin{bmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & K_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_{66} \end{bmatrix}$$



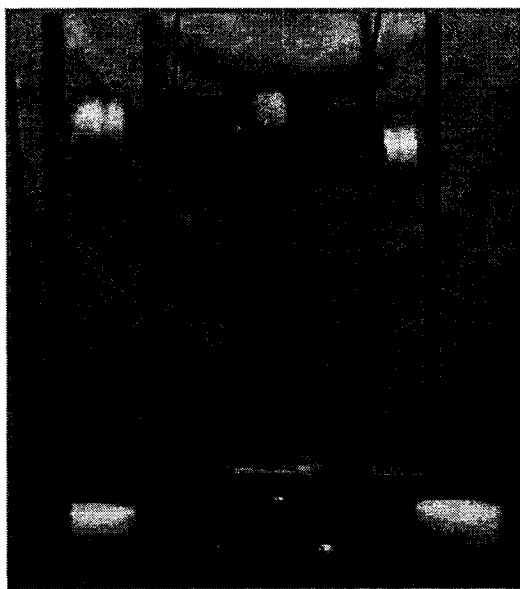
rigidité



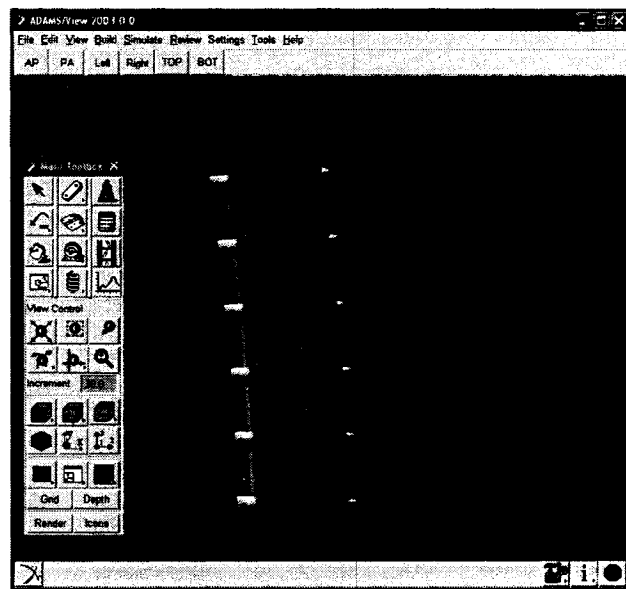
rigidité

Figure B.2 Matrice de raideur de la liaison implant/vertèbre (tirée de la documentation MSC Software ADAMS)

Le tableau B.3 présente les 4 combinaisons diamètre/prise de l'implant possibles. À partir des valeurs ainsi calculées, les droites de la figure b.4 ont pu être tracées. La pente de chaque droite a servi de valeur de rigidité selon l'axe longitudinal de l'implant soit l'axe Z. Les autres valeurs de rigidité en translation (K_{11} et K_{22}) ont été déterminées d'après l'étude de Horton et al. (1996). Ces derniers ont fait des tests en appliquant des forces perpendiculaires à l'axe de l'implant. Pour ce qui est de la rigidité en rotation, selon l'axe de l'implant (axe Z), la même valeur que pour les implants pédiculaires est utilisée, soit 1000Nm. Une étude menée par Snyder et al. (1995) a permis le calcul de la raideur en torsion selon les 2 autres axes en tenant compte de la prise mono (35000Nm) ou bicorticale (68000Nm).



a)



b)

Figure B.3 a) Banc d'essai de Luc Cloutier, b) Modélisation du banc d'essai de Luc Cloutier dans ADAMS

Tableau B.3 Valeurs utilisées pour l'obtention du graphique forces/déplacements

Combinaisons de la prise et du diamètre de l'implant	Coordonnée du point final de chaque droite		Calcul de la force à l'extraction
	Déplacement (mm)	Force d'arrachement (N)	
Prise : bicorticale dia.: 7.0 mm (BB)	2.25	1190	Chapman et al. (1996) : 1- force à l'extraction d'un implant de 6.5 mm de dia. = 1106N 2-Déplacement à l'arrachement 2.25mm et relation linéaire force vs déplacement Zhang et al. (2004) : augmentation du diamètre de 0,5 mm = 7.6% d'augmentation de la force d'extraction $1106 * 7.6\% = 84\text{N}$ Total : $1106 + 84 = 1190\text{N}$
Prise : monocorticale dia.: 7.0 mm (BM)	2.25	595	Breeze et al. (1998) : prise monocorticale = diminution de la force d'extraction de 44% pour des spécimens de densité osseuse = de 0.5g/cm^3 (valeur arrondie à 50% car les spécimens ont $0,7\text{g/cm}^3$ et plus de densité osseuse) Total : $1190 * 50\% = 595\text{N}$
Prise : bicorticale dia.: 5.5 mm (PB)	2.25	938	Chapman et al. (1996) : 1- force à l'extraction d'un implant de 6.5 mm de dia. = 1106N 2-Déplacement à l'arrachement 2.25mm et relation linéaire force vs déplacement Zhang et al. (2004) : augmentation du diamètre de 0,5 mm = 7.6% d'augmentation de la force d'extraction $1106 * 15.2\% = 168\text{N}$ Total : $1106 - 168 = 938\text{N}$
Prise : monocorticale dia.: 5.5 mm (PM)	2.25	469	Breeze et al. (1998) : prise monocorticale = diminution de la force d'extraction de 44% pour des spécimens de densité osseuse = de 0.5g/cm^3 (valeur arrondie à 50% car nos spécimen ont $0,7\text{g/cm}^3$ et plus de densité osseuse) Total : $938 * 50\% = 469\text{N}$

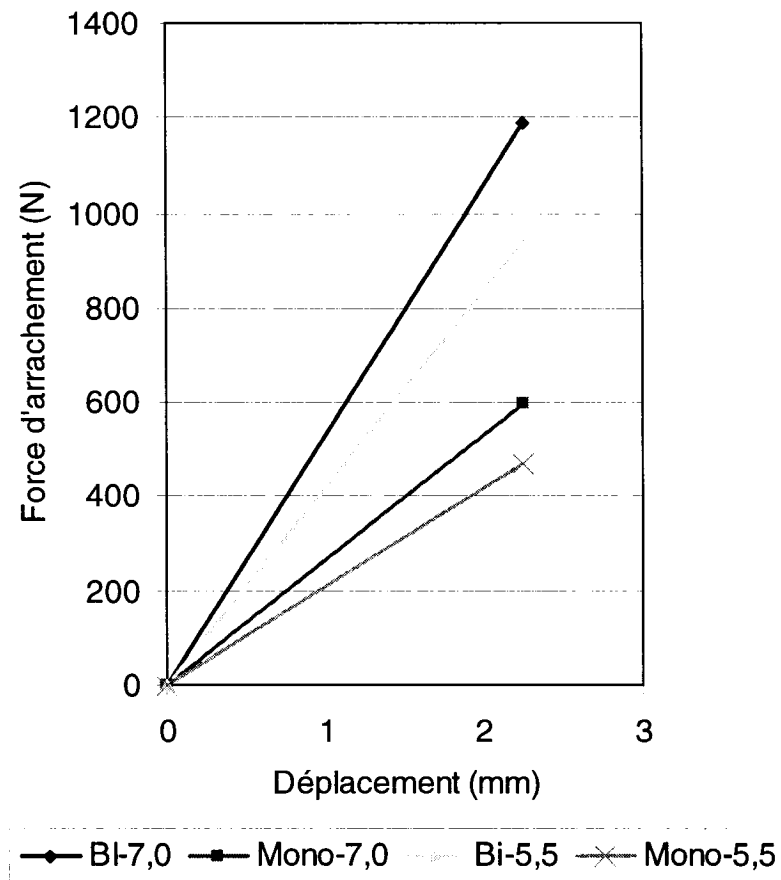


Figure B.4 Force vs déplacement selon les paramètres de l'implant

La figure B.5 présente la matrice complétée avec les nouveaux coefficients de raideur.

Les forces sont en N, les longueurs en mm et les angles en radians.

$$k_{\text{rigidité}} = \begin{bmatrix} 1000 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1000 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \{PM:210, PB:420, BM:270, BB:530\} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \{Mono:35000, Bi:70000\} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \{Mono:35000, Bi:70000\} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1000 \end{bmatrix}$$

Figure B.5 Coefficients de la matrice de raideur implant/vertèbre

B.2.4 Implant/tige

La liaison tige/implant est la même que lors des simulations de chirurgie soit une liaison cylindrique d'abord permettant la rotation ainsi que la translation selon l'axe de la tige puis, une fois que les écrous ont été serrés la liaison change pour un lien « fixe » puisqu'il n'y a plus de mouvement possible entre ces deux pièces.

B.2.5 Conditions aux limites

Afin de simuler la fixation de la vertèbre inférieure dans le socle, cette dernière sera fixée par une liaison de type « fixe » éliminant ainsi tous degrés de liberté. Au niveau supérieur, tous les degrés de liberté sont conservés puisqu'il n'y a aucune restriction de mouvements à ce niveau (figure B.3).

B.3 Les forces

B.3.1 Application de la force de gravité

La précharge (22,5kg) en compression axiale a pour objectif l'application d'une compression pure, simulant ainsi l'effet du poids de la partie supérieure du corps sur le rachis. La force utilisée pour modéliser la gravité comprendra aussi l'effet de la masse suspendue ainsi que la masse du socle supérieur qui n'a pas été modélisé pour fin de simplification.

Dans le modèle, ceci est traduit par l'application d'une force de 11,25N sur chaque câble.

B.3.2 Chargement en inflexion latérale

La méthode choisie pour appliquer le chargement en inflexion latérale consiste à imposer un déplacement au point d'application de la force. Le logiciel se charge alors de calculer la force nécessaire à ce déplacement. Un marqueur est d'abord créé à 10 cm du centre de la vertèbre supérieure simulant ainsi le bras de levier utilisé dans le banc d'essais.

B.3.3 Chargement en flexion/extension

Pour charger en flexion/extension, la même méthode que pour l'inflexion latérale sera utilisée. La seule modification porte sur l'emplacement du marqueur qui se trouve maintenant sur l'axe du plan sagittal en vue supérieure.

B.3.4 Chargement en torsion

Pour charger en torsion, deux marqueurs placés à 180 degrés l'un de l'autre sont nécessaires. Le même principe que pour les 2 autres chargements sera utilisé. La force cette fois sera appliquée dans le plan du plateau vertébral supérieur de la vertèbre supérieure.

ANNEXE C. COURBES RACHIDIENNES

Les courbes rachidiennes des 10 patients dont les chirurgies ont été simulées sont présentées dans cette section. Les courbes rachidiennes sont présentées dans le repère spinal et dans un repère local défini d'après la zone instrumentée. Chaque graphique contient une courbe pour chaque étape de simulation soit l'insertion de la première tige, la compression et l'insertion de la deuxième tige (patients 1 à 7). De plus, les courbes pré et post-opératoires ont été ajoutées pour fin de comparaisons.

La légende ci-dessous est applicable à tous les graphiques de cette section.

- Pré-opératoire
- X— Post-opératoire (chirurgie)
- Pose 1ère tige (simulation)
- △— Compression (simulation)
- ◇— Pose 2e tige (simulation)

C.1 Patient 1

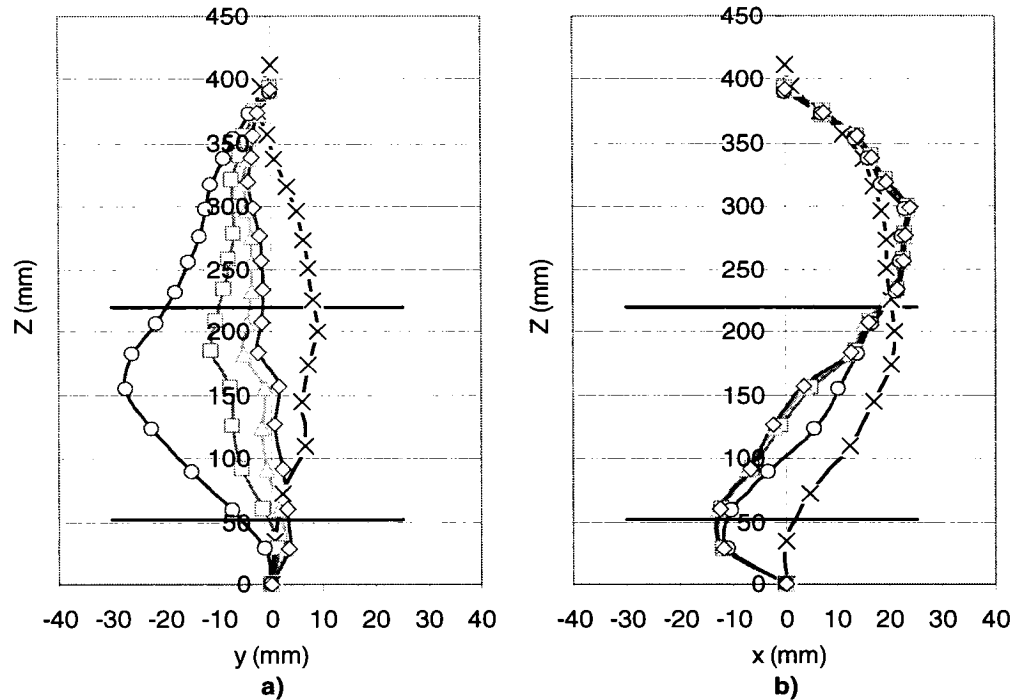


Figure C.1 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

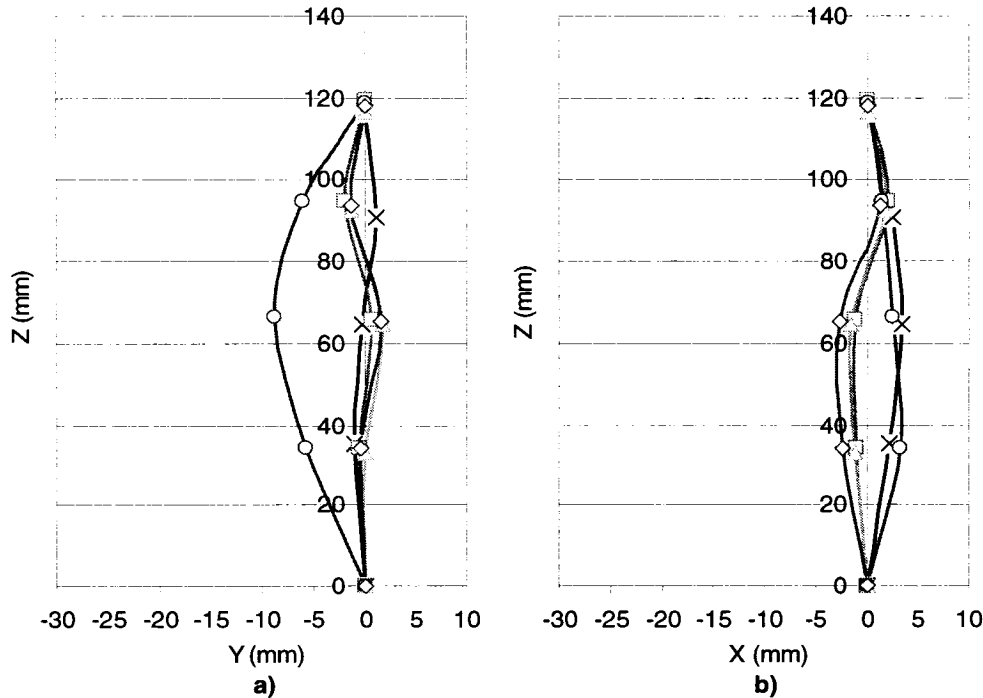


Figure C.2 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.2 Patient 2

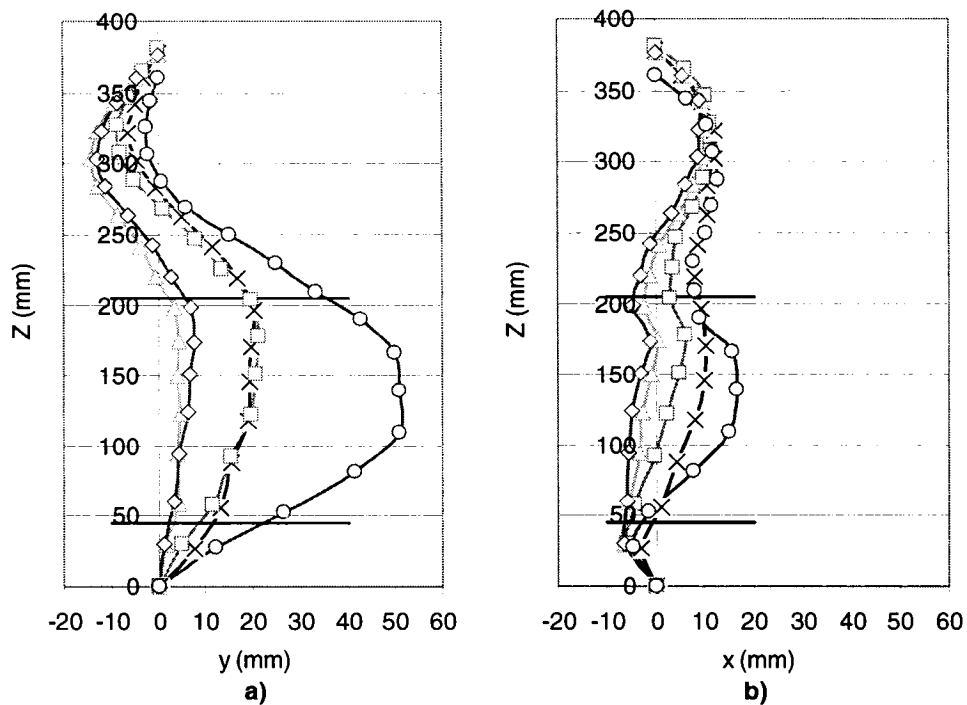


Figure C.3 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

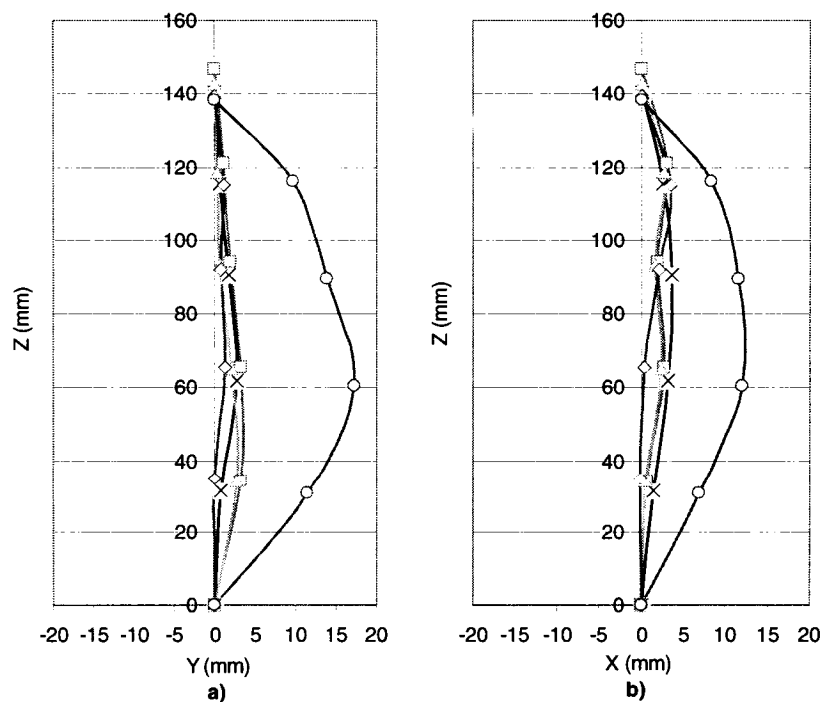


Figure C.4 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.3 Patient 3

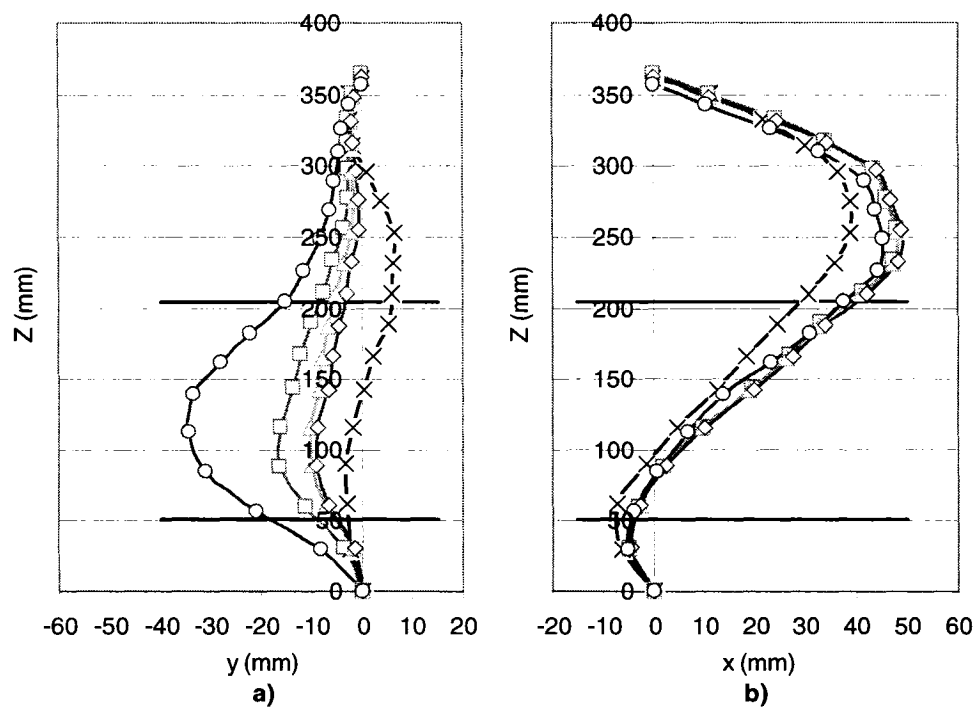


Figure C.5 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

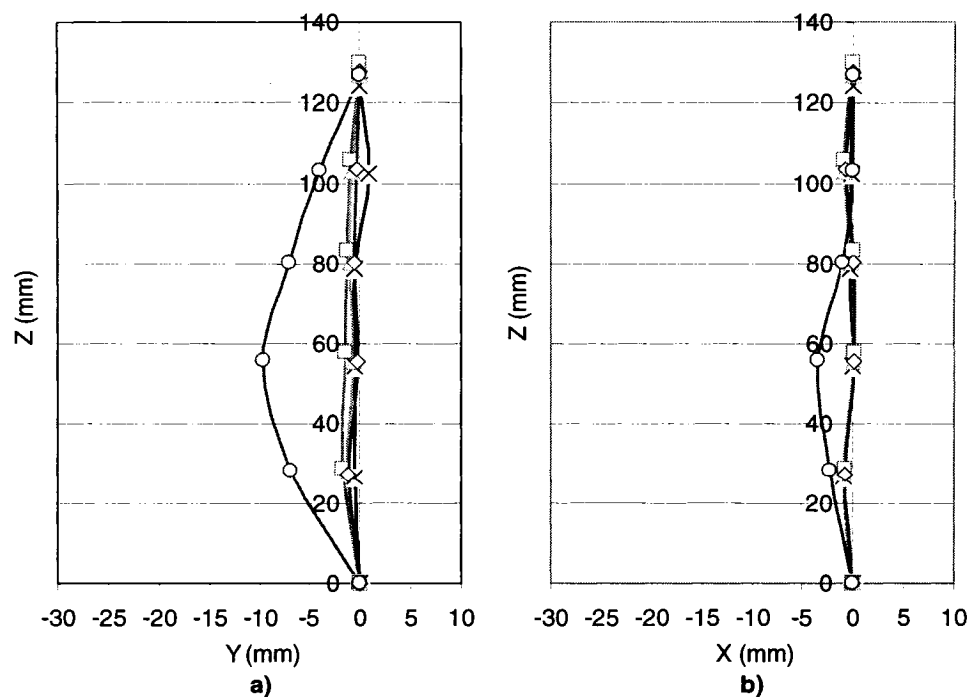


Figure C.6 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.4 Patient 4

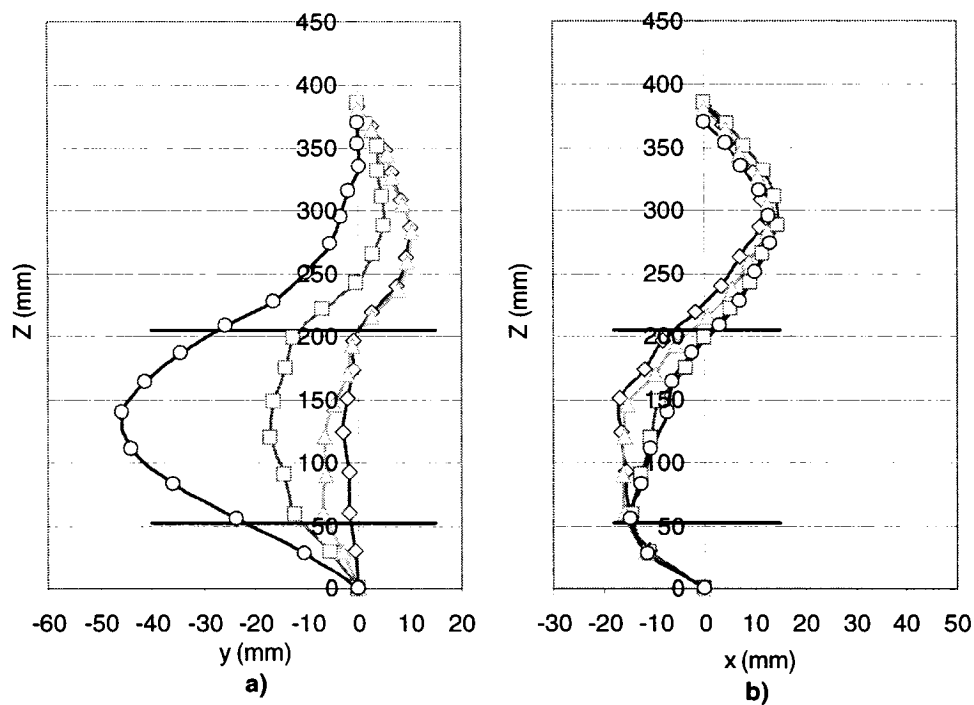


Figure C.7 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

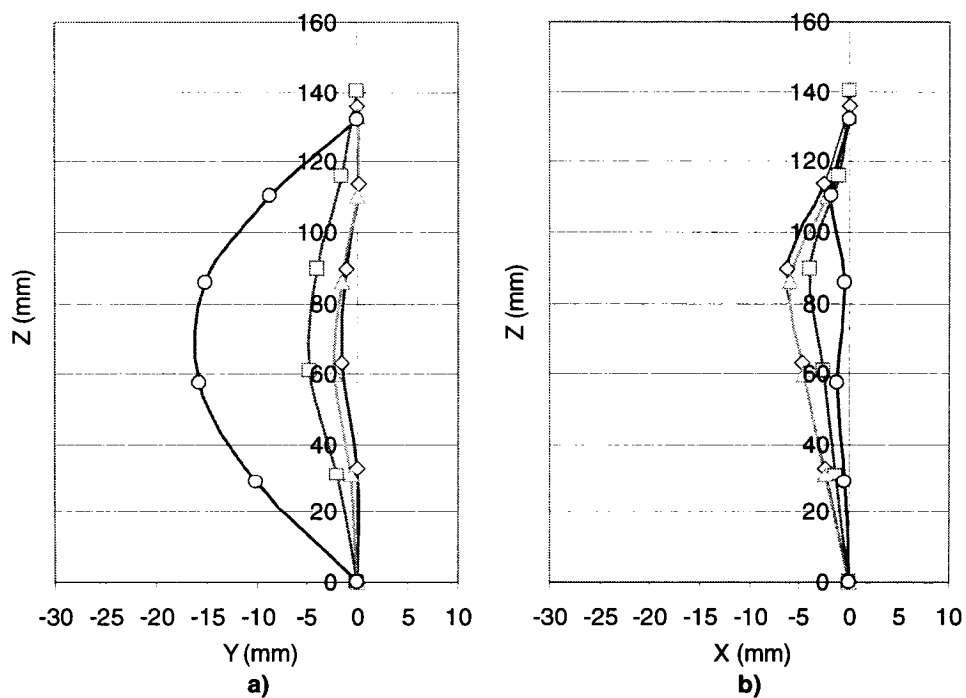


Figure C.8 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.5 Patient 5

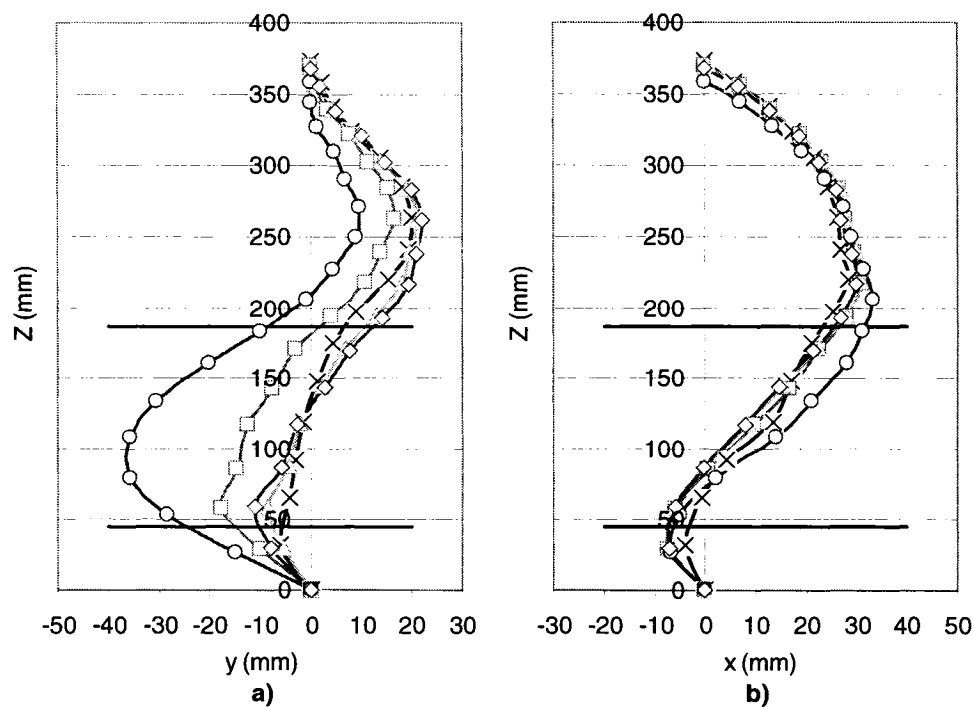


Figure C.9 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

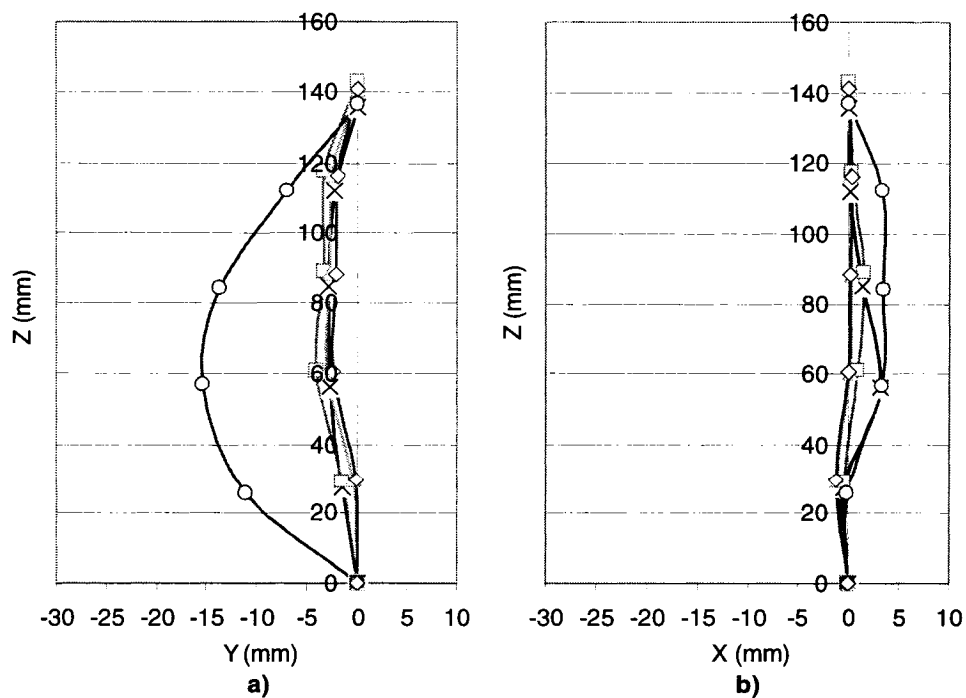


Figure C.10 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.6 Patient 6

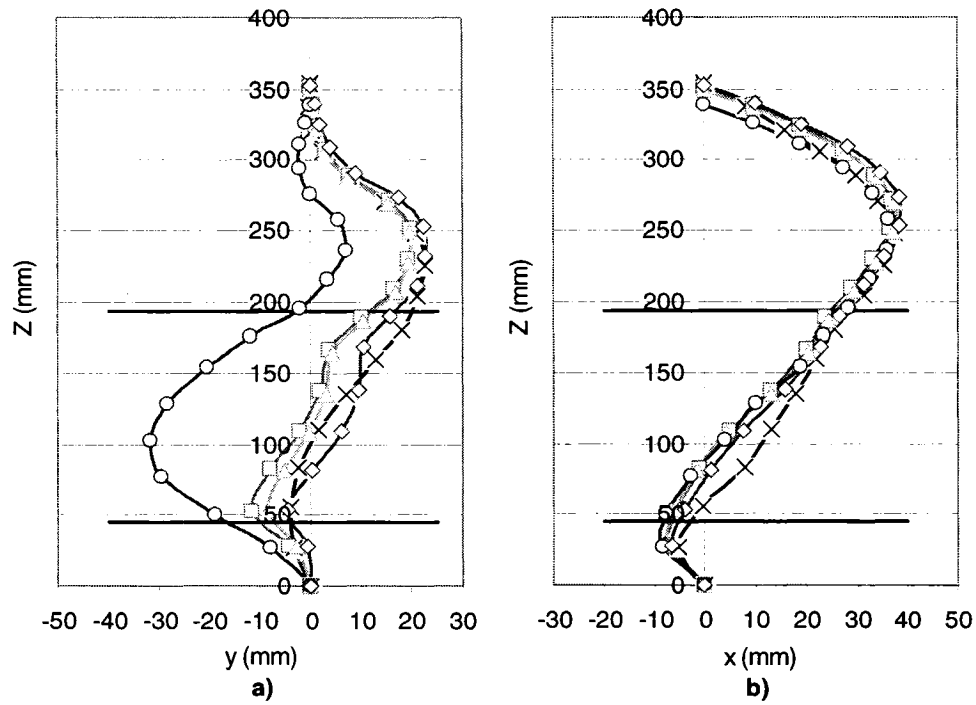


Figure C.11 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

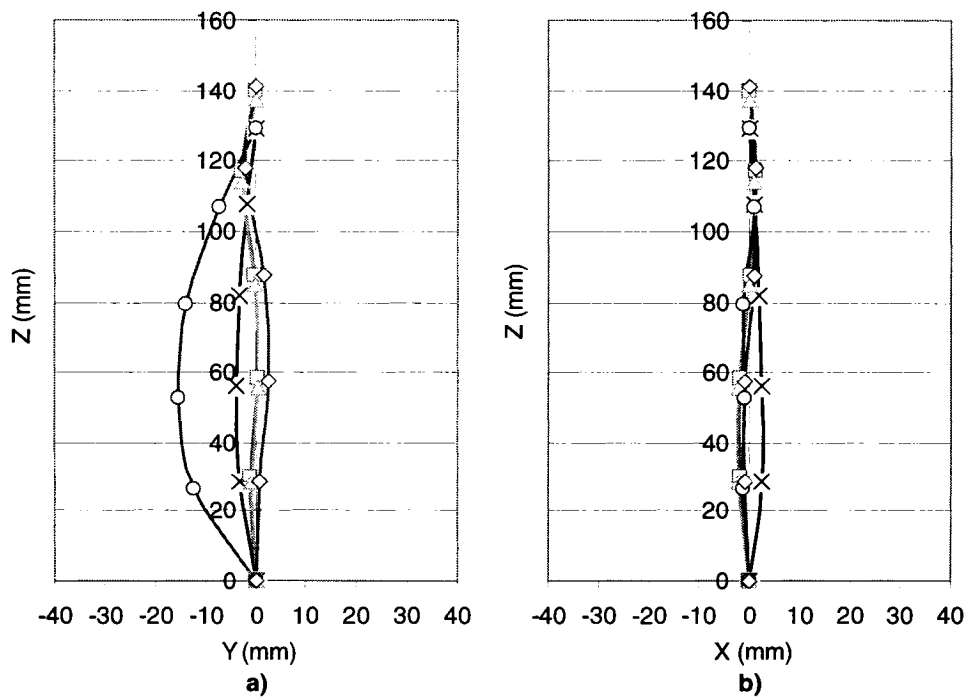


Figure C.12 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.7 Patient 7

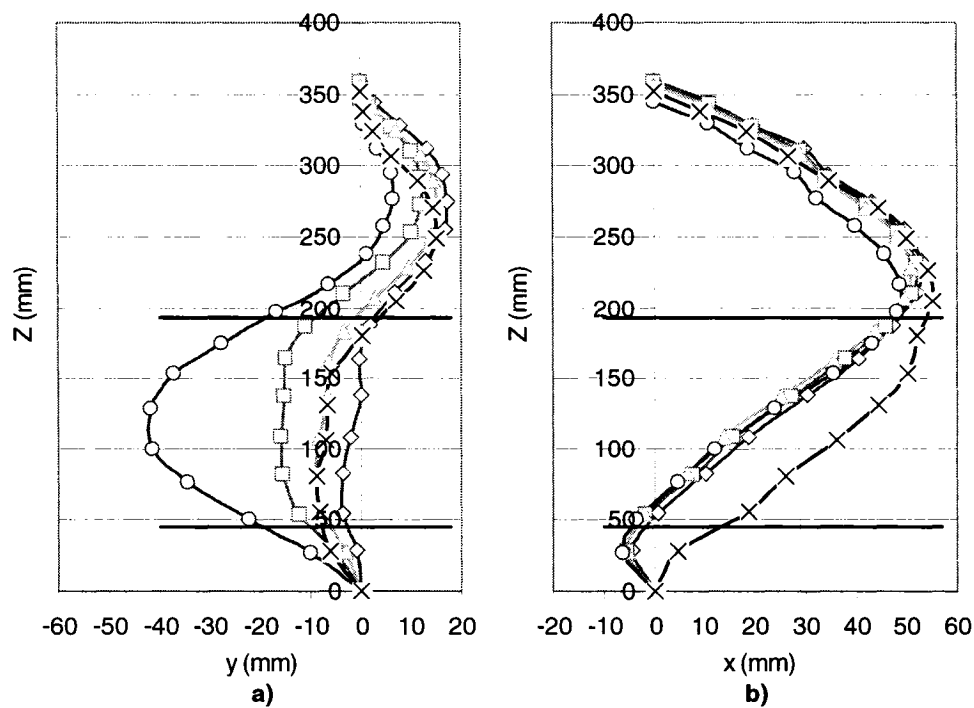


Figure C.13 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

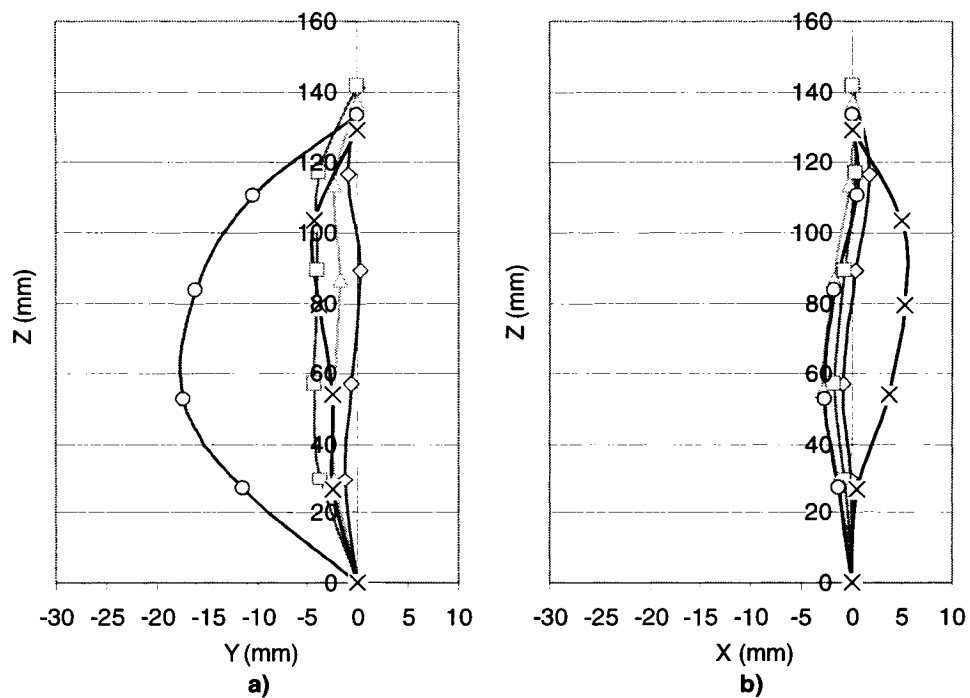


Figure C.14 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.8 Patient 8

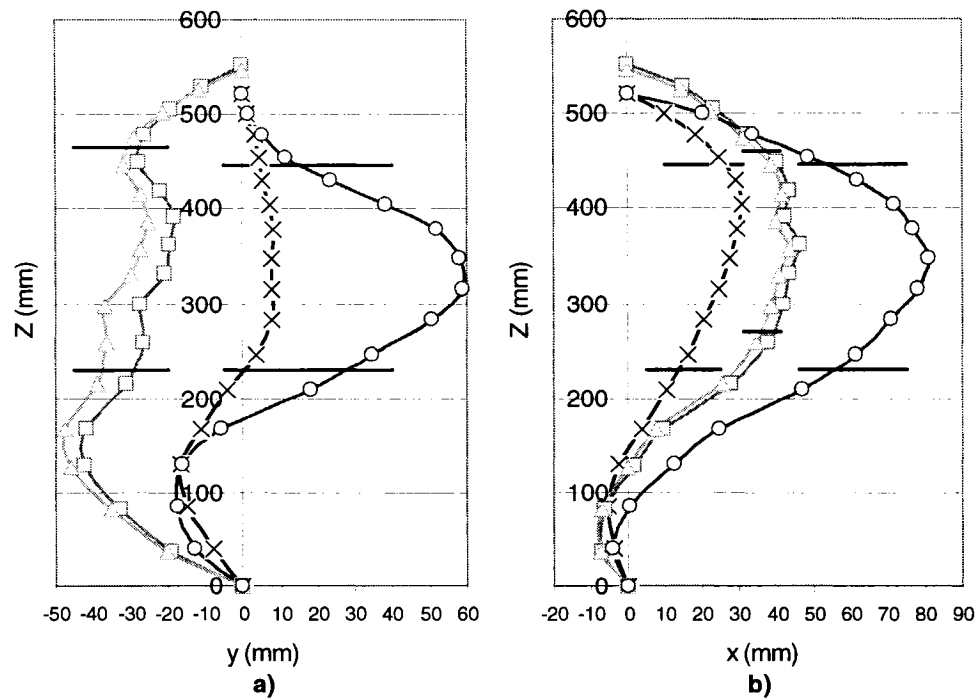


Figure C.15 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

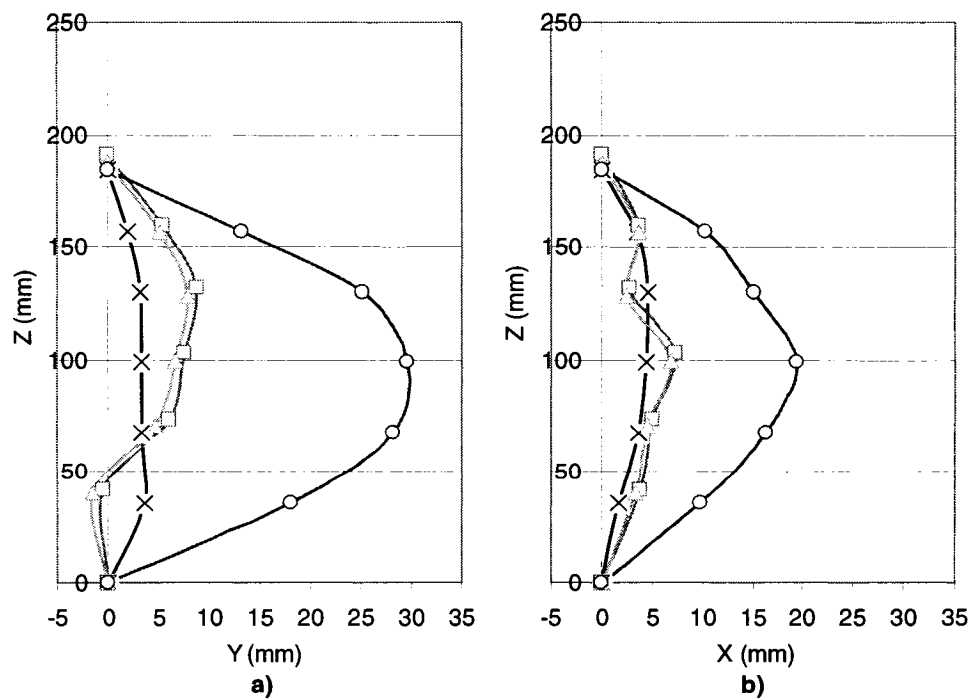


Figure C.16 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.9 Patient 9

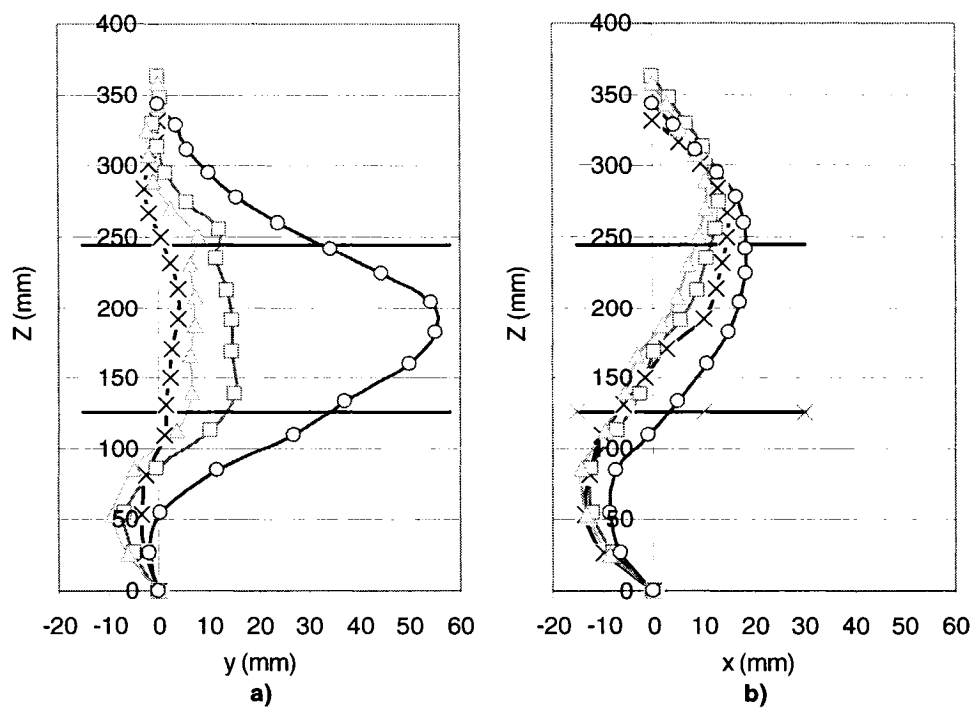


Figure C.17 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

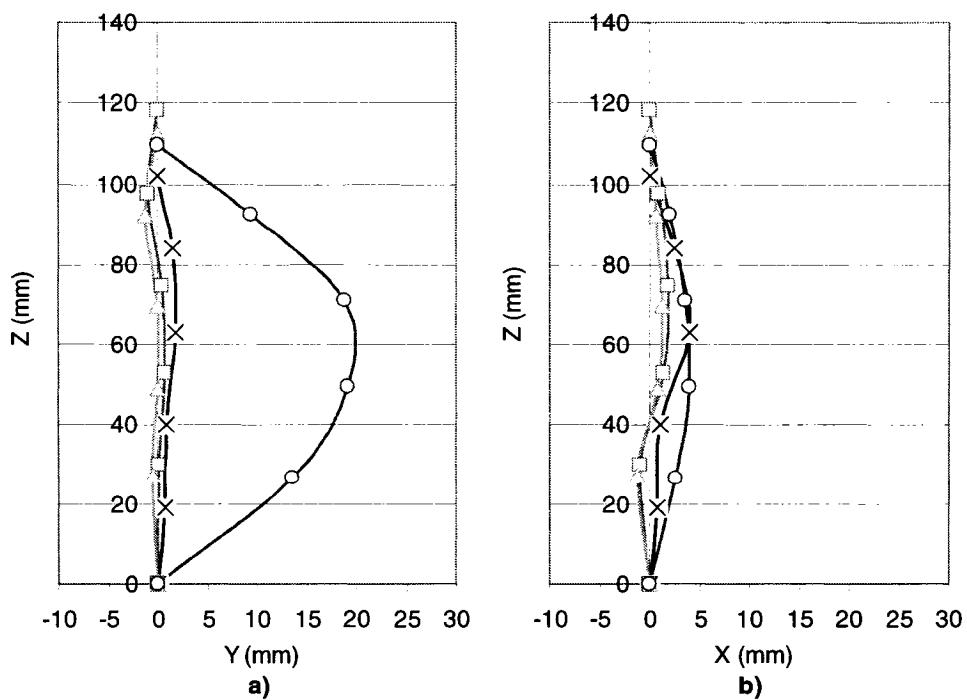


Figure C.18 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

C.10 Patient 10

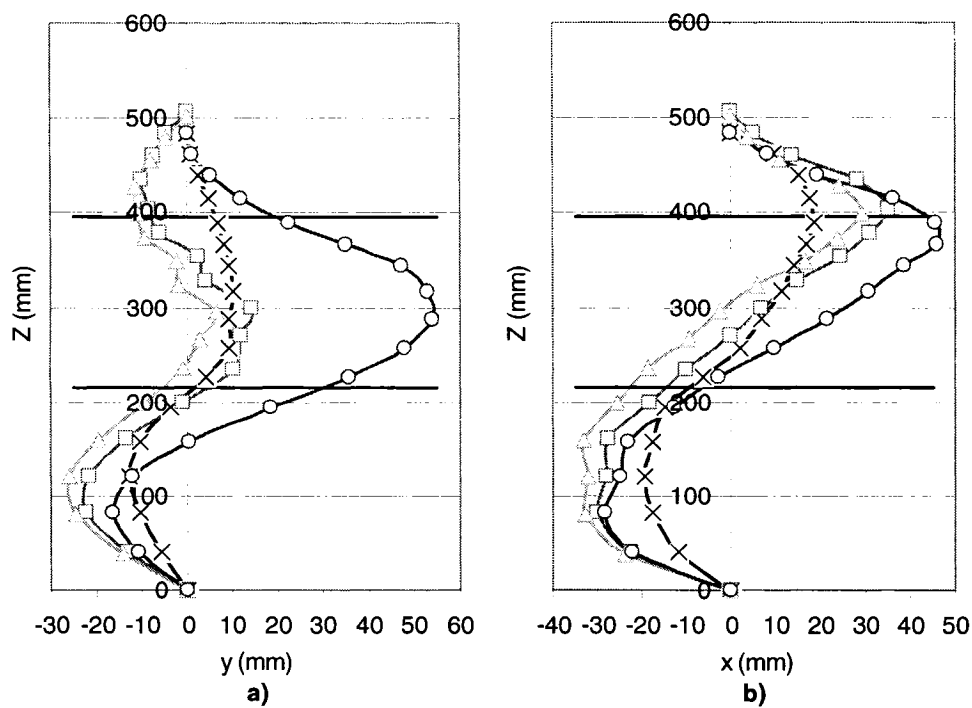


Figure C.19 Courbes rachidiennes dans le repère spinal a) plan frontal b) plan latéral

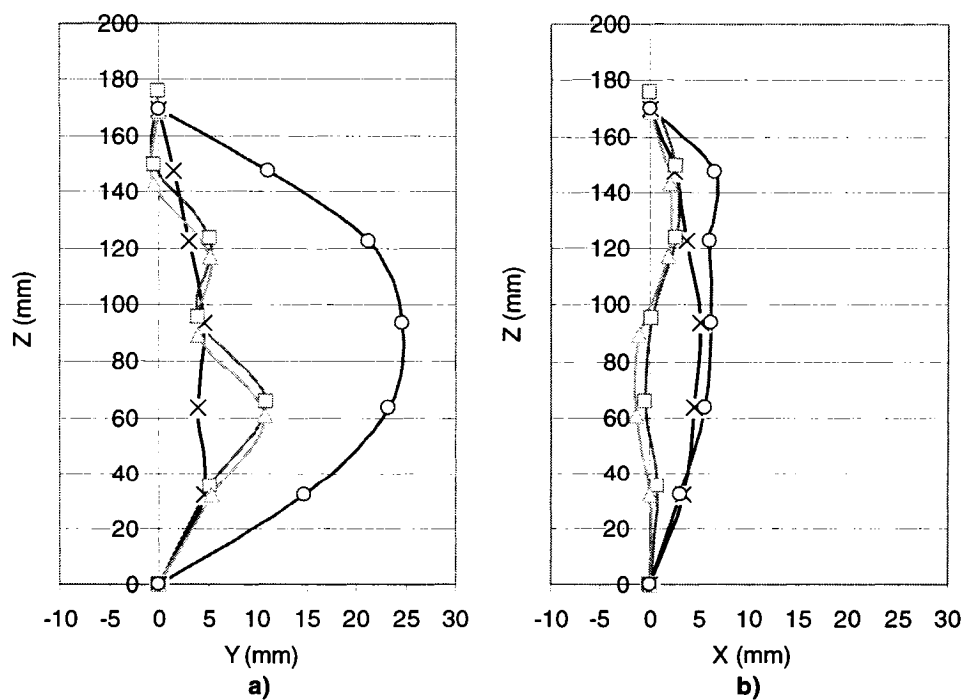


Figure C.20 Courbes rachidiennes dans la zone instrumentée a) plan frontal b) plan latéral

ANNEXE D. FORCES LIAISONS IMPLANT/VERTÈBRE

Tableau D.1 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre pour les patients 1 à 10

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
P1	T10	102	24
	T11	181	-
	T12	201	-
	L1	58	118
	L2	26	95
P2	T10	263	54
	T11	254	59
	T12	186	-
	L1	341	-
	L2	291	280
	L3	291	338
P3	T9	71	-
	T10	92	11
	T11	120	-
	T12	141	-
	L1	154	-
	L2	281	11
P4	T10	252	20
	T11	216	63
	T12	183	-
	L1	238	-
	L2	98	66
	L3	89	65
P5	T10	157	122
	T11	180	157
	T12	204	-
	L1	113	-
	L2	170	39
	L3	73	71

Tableau D.1 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre pour les patients 1 à 10 (suite)

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
P6	T10	13	-
	T11	107	19
	T12	164	-
	L1	181	-
	L2	215	64
	L3	261	70
P7	T10	141	119
	T11	116	79
	T12	87	-
	L1	77	-
	L2	218	165
	L3	163	165
P8	T5	72	-
	T6	87	-
	T7	155	-
	T8	109	-
	T9	108	-
	T10	114	-
	T11	135	-
P9	T7	109	-
	T8	32	-
	T9	135	-
	T10	44	-
	T11	146	-
	T12	158	-
P10	T5	105	-
	T6	198	-
	T7	97	-
	T8	154	-
	T9	145	-
	T10	139	-
	T11	153	-

Tableau D.2 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre selon les 8 positions différentes d'implants

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
I1	T9	70	-
	T10	42	12
	T11	190	-
	T12	233	-
	L1	160	-
	L2	278	12
I2	T9	68	-
	T10	56	11
	T11	140	-
	T12	169	-
	L1	156	-
	L2	280	11
I3	T9	71	-
	T10	47	16
	T11	189	-
	T12	243	-
	L1	161	-
	L2	281	16
I4	T9	63	-
	T10	28	15
	T11	199	-
	T12	232	-
	L1	155	-
	L2	284	15
I5	T9	83	-
	T10	66	14
	T11	183	-
	T12	235	-
	L1	167	-
	L2	274	14
I6	T9	70	-
	T10	51	11
	T11	143	-
	T12	163	-
	L1	157	-
	L2	278	11

Tableau D.2 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre selon les 8 positions différentes d'implants (suite)

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
I7	T9	81	-
	T10	75	22
	T11	180	-
	T12	253	-
	L1	170	-
	L2	282	22
I8	T9	65	-
	T10	33	19
	T11	201	-
	T12	234	-
	L1	154	-
	L2	285	19
Initiale	T9	71	-
	T10	92	11
	T11	120	-
	T12	141	-
	L1	154	-
	L2	281	11

Tableau D.3 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre lorsque les tiges sont cintrées

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
Patient 1			
Tiges cintrées	T10	102	24
	T11	181	-
	T12	201	-
	L1	58	118
	L2	26	95
Initiale	T10	113	17
	T11	186	-
	T12	195	-
	L1	61	90
	L2	34	75
Patient 3			
Tiges cintrées	T9	60	-
	T10	31	20
	T11	190	-
	T12	234	-
	L1	158	-
	L2	283	20
Initiale	T9	71	-
	T10	92	11
	T11	120	-
	T12	141	-
	L1	154	-
	L2	281	11

Tableau D.4 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre avec différentes matrices de raideur pour le patient 2

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
A	T10	803	125
	T11	662	53
	T12	526	-
	L1	975	-
	L2	375	225
	L3	350	288
B	T10	643	102
	T11	547	65
	T12	421	-
	L1	785	-
	L2	307	219
	L3	300	291
C	T10	472	82
	T11	428	65
	T12	320	-
	L1	590	-
	L2	295	239
	L3	289	311
Initiale	T10	263	54
	T11	254	59
	T12	186	-
	L1	341	-
	L2	291	280
	L3	291	338

Tableau D.5 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre avec différentes matrices de raideur pour le patient 9

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
A	T10	482	-
	T11	203	-
	T12	471	-
	L1	126	-
	L2	593	-
	L3	685	-
B	T10	344	-
	T11	132	-
	T12	352	-
	L1	94	-
	L2	414	-
	L3	491	-
C	T10	238	-
	T11	81	-
	T12	254	-
	L1	73	-
	L2	288	-
	L3	334	-
initiale	T10	109	-
	T11	32	-
	T12	135	-
	L1	43	-
	L2	146	-
	L3	158	-

Tableau D.6 Forces totales dans les liaisons implant/vertèbre selon les six stratégies testées sur le patient 3

Matrice de rigidité	Niveau	Vis postérieure	Vis antérieure
		Force totale (N)	Force totale (N)
S1	T10	250	245
	T11	229	192
	T12	182	-
	L1	267	-
	L2	512	529
	L3	507	138
S2	T10	379	366
	T11	257	194
	T12	588	662
	L1	397	452
	L2	427	317
	L3	506	184
S3	T10	255	-
	T11	411	-
	T12	684	-
	L1	1324	-
	L2	1445	-
	L3	692	-
S4	T9	170	102
	T10	268	175
	T11	103	-
	T12	211	-
	L1	290	-
	L2	174	185
	L3	470	151
S5	T9	105	50
	T10	24	-
	T11	101	-
	T12	238	-
	L1	402	-
	L2	309	-
	L3	425	50
S6	T10	144	63
	T11	126	-
	T12	241	-
	L1	397	-
	L2	317	-
	L3	425	63

ANNEXE E. RÉSULTATS DES TESTS DU BANC D'ESSAIS

E.1 Inflexion latérale

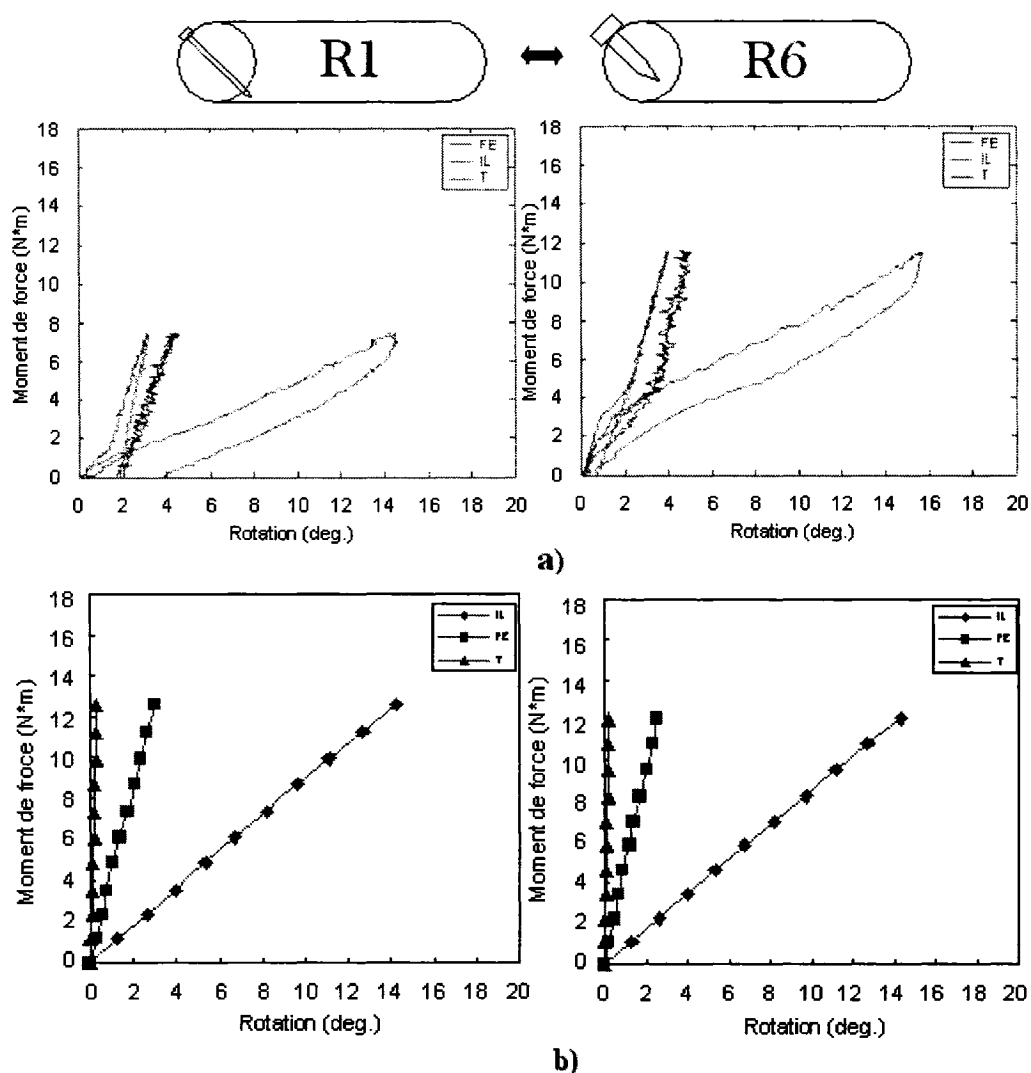


Figure E.1 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en inflexion latérale pour les configurations R1 et R6 a) banc d'essais b) simulation

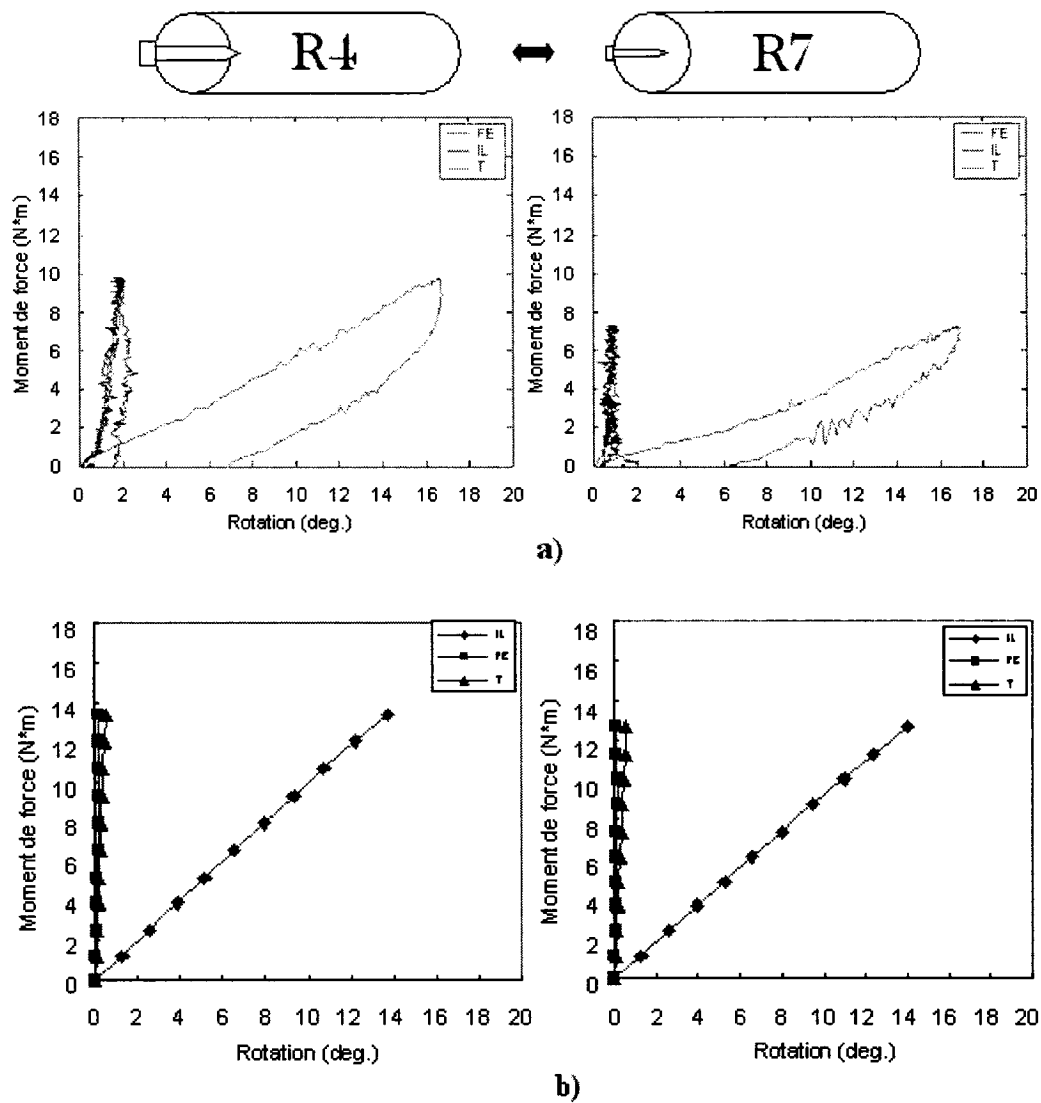


Figure E.2 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en inflexion latérale pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais b) simulation

E.2 Torsion

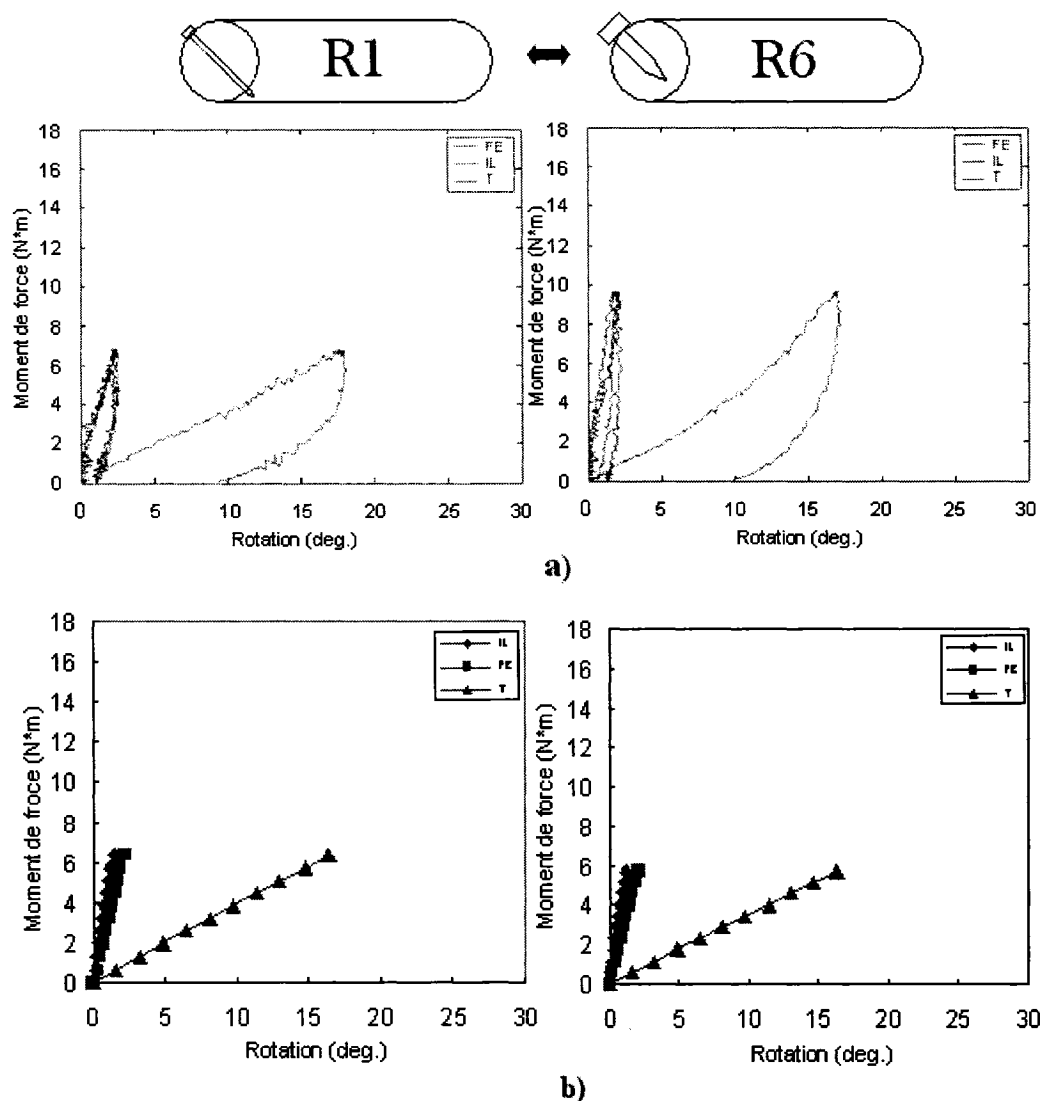


Figure E.3 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en torsion pour les configurations R1 et R6 a) banc d'essais b) simulation

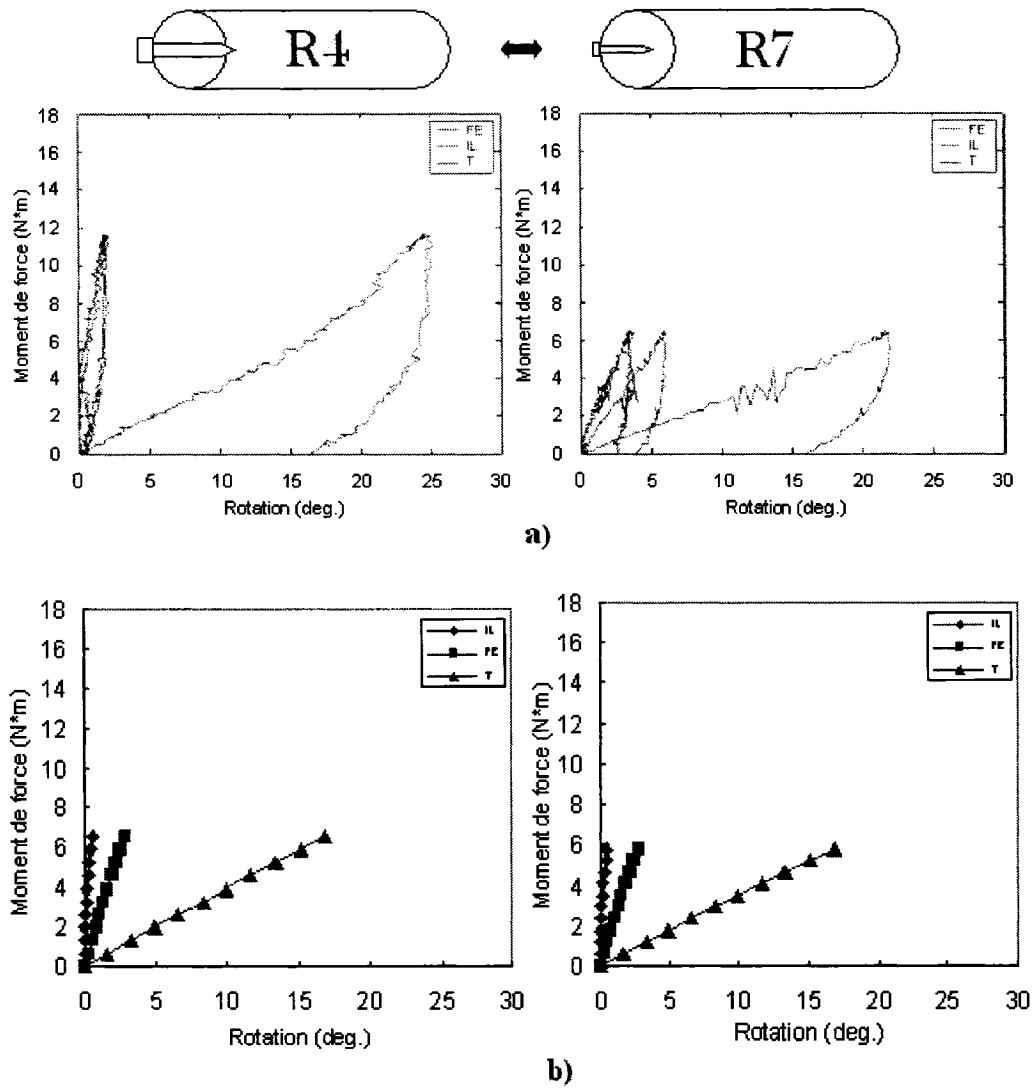


Figure E.4 Moment de force en fonction des rotations du rachis lors de sollicitations en torsion pour les configurations R4 et R7 a) banc d'essais b) simulation

ANNEXE F. STRATÉGIES OPÉRATOIRES

F.1 Vertèbres instrumentées

Niveaux d'insertion des implants (Stratégie 1)			Niveaux d'insertion des implants (Stratégie 2)			Niveaux d'insertion des implants (Stratégie 3)		
	T1			T1			T1	
	T2			T2			T2	
	T3			T3			T3	
	T4			T4			T4	
	T5			T5			T5	
	T6			T6			T6	
	T7			T7			T7	
	T8			T8			T8	
	T9			T9			T9	
	T10			T10			T10	
	T11			T11			T11	
	T12			T12			T12	
	L1			L1			L1	
	L2			L2			L2	
	L3			L3			L3	
	L4			L4			L4	
	L5			L5			L5	

Niveaux d'insertion
des implants
(Stratégie 4)

	T1	
	T2	
	T3	
	T4	
	T5	
	T6	
	T7	
	T8	
	T9	
	T10	
	T11	
	T12	
	L1	
	L2	
	L3	
	L4	
	L5	



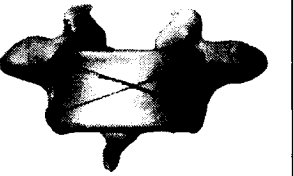

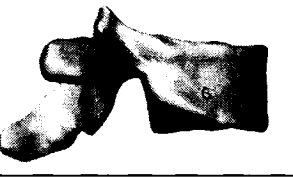
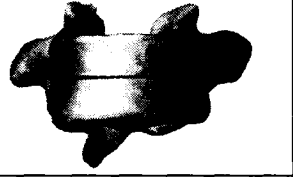
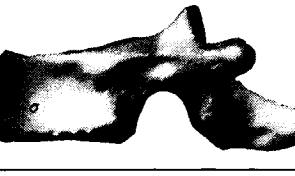
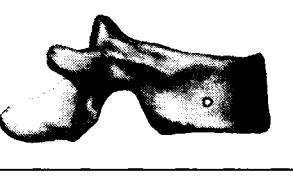
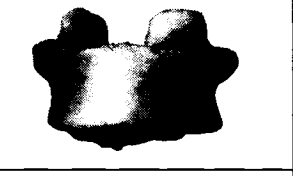
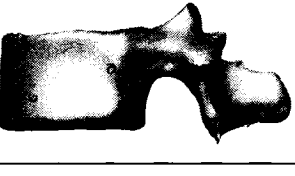
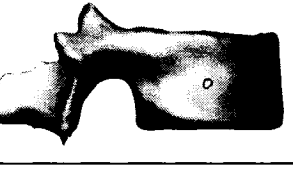
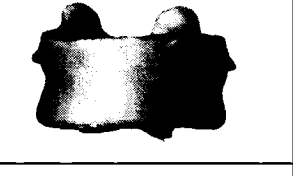
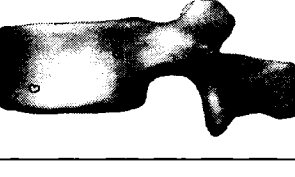
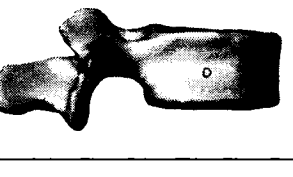
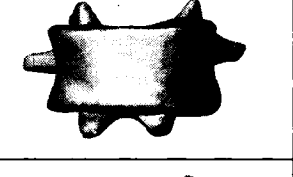

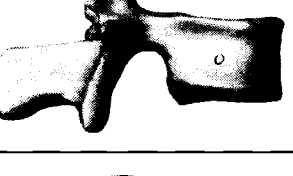
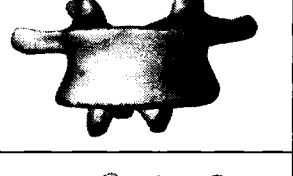
Niveaux d'insertion
des implants
(Stratégie 5)

	T1	
	T2	
	T3	
	T4	
	T5	
	T6	
	T7	
	T8	
	T9	
	T10	
	T11	
	T12	
	L1	
	L2	
	L3	
	L4	
	L5	

Niveaux d'insertion
des implants
(Stratégie 6)

	T1	
	T2	
	T3	
	T4	
	T5	
	T6	
	T7	
	T8	
	T9	
	T10	
	T11	
	T12	
	L1	
	L2	
	L3	
	L4	
	L5	

F.2 Positions des vis dans les corps vertébraux

Niveau	Vue latérale		Vue Frontale
	Gauche	Droite	
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			
L3	